



УНИВЕРЗИТЕТ У КРАГУЈЕВЦУ
ФАКУЛТЕТ ИНЖЕЊЕРСКИХ НАУКА

ЖАРКО Н. МИЛОШЕВИЋ

**РАЗВОЈ СОФТВЕРСКОГ АЛАТА ЗА ТРОДИМЕНЗИОНАЛНУ
РЕКОНСТРУКЦИЈУ И БИОМЕХАНИЧКУ АНАЛИЗУ ЗИДА
АОРТЕ**

- ДОКТОРСКА ДИСЕРТАЦИЈА -

КРАГУЈЕВАЦ, 2018. ГОДИНЕ

I. АУТОР
Име и презиме: Жарко Милошевић
Датум и место рођења: 14.03.1983. Лесковац
Садашње запослење: Факултет инжењерских наука Универзитета у Крагујевцу, истраживачко-развојни центар за биоинжењеринг БИОИРЦ, Крагујевац
II. ДОКТОРСКА ДИСЕРТАЦИЈА
Наслов: Развој софтверског алата за тродимензионалну реконструкцију и биомеханичку анализу зида аорте
Број страница: 246
Број слика: 153
Број библиографских података: 148
Установа и место где је рад израђен: Факултет инжењерских наука Универзитета у Крагујевцу
научна област (УДК): 004.415.2(043.3)
Ментор: др Ненад Филиповић, редовни професор
III. ОЦЕНА И ОДБРАНА
Датум пријаве теме: 15.04.2015.
Број одлуке и датум прихватања докторске дисертације: 01-1/1632-6, 21.05.2015
Комисија за оцену подобности теме и кандидата: <ol style="list-style-type: none"> 1. Др Ненад Филиповић, ред. проф., Факултет инжењерских наука, Универзитет у Крагујевцу, научне области: примењена механика, примењена информатика и рачунарско инжењерство 2. Др Радован Славковић, ред. проф., Факултет инжењерских наука, Универзитет у Крагујевцу, научне области: примењена механика, примењена информатика и рачунарско инжењерство 3. Др Гордана Јовичић, ванр. проф., Факултет инжењерских наука, Универзитет у Крагујевцу, научне области: примењена механика, примењена информатика и рачунарско инжењерство 4. Др Вељко Милутиновић, ред. проф., Електротехнички факултет, Универзитет у Београду, научне области: рачунарска техника и информатика 5. Др Александар Пеулић, ванр. проф., Факултет инжењерских наука, Универзитет у Крагујевцу научне области: рачунарска техника 6. Др Владимир Милорадовић, ванр. проф., Факултет медицинских наука, Универзитет у Крагујевцу, ужа научна област: интерна медицина
Комисија за оцену докторске дисертације: <ol style="list-style-type: none"> 1. Др Гордана Јовичић, ред. проф., Факултет инжењерских наука, Универзитет у Крагујевцу, научне области: примењена механика 2. Др Весна Ранковић, ред. проф., Факултет инжењерских наука, Универзитет у Крагујевцу научне области: Аутоматика и мехатроника, Примењена информатика и рачунарско инжењерство 3. Др Ненад Грујовић, ред. проф., Факултет инжењерских наука, Универзитет у Крагујевцу, научне области: примењена механика, примењена информатика и рачунарско инжењерство 4. Др Слободан Савић, ред. проф., Факултет инжењерских наука, Универзитет у Крагујевцу, научне области: примењена механика 5. Др Лазар Велички, доцент, Медицински факултет, Универзитет у Новом Саду, Научне области: Хирургија-кардиохирургија

Комисија за одбрану докторске дисертације:

1. Др Гордана Јовичић, ред. проф., Факултет инжењерских наука, Универзитет у Крагујевцу, научне области: примењена механика
2. Др Весна Ранковић, ред. проф., Факултет инжењерских наука, Универзитет у Крагујевцу, научне области: Аутоматика и мехатроника, Примењена информатика и рачунарско инжењерство
3. Др Ненад Грујовић, ред. проф., Факултет инжењерских наука, Универзитет у Крагујевцу, научне области: примењена механика, примењена информатика и рачунарско инжењерство
4. Др Слободан Савић, ред. проф., Факултет инжењерских наука, Универзитет у Крагујевцу, научне области: примењена механика
5. Др Лазар Велички, доцент, Медицински факултет, Универзитет у Новом Саду, Научне области: Хирургија-кардиохирургија

Датум одбране докторске дисертације:

ПРЕДГОВОР

Текст изложен у овој докторској дисертацији, резултат је вишегодишњег истраживачког рада у областима софтверског инжењерства, процесирања медицинских слика, тродимензионалне реконструкције, машинског учења као и биомеханичке анализе методом коначних елемената хемодинамике и интеракције у кардиоваскуларном систему у оквиру националног пројекта „Методe моделирања на више скала са применама у биомедицини“ (ОИ-174028) реализованог на факултету Инжењерских наука у Крагујевцу, међународног пројекта „ARTreat: Multi-level patient-specific artery and atherogenesis model for outcome prediction, decision support treatment, and virtual hand-on training“ (ICT-FP7 – 224297) и међународног пројекта „SMARTool, Simulation Modeling of coronary artery disease: a tool for clinical decision support“ (H2020-PHC-2015) реализованог на факултету Инжењерских наука у Крагујевцу.

Неизмерну захвалност дугујем мојим родитељима Новици и Дивни као и сестри Марији, којима и посвећујем овај рад, на несебичној и бескомпромисној подршци и разумевању у свим аспектима мог живота па и изради овог рада. Велику захвалност дугујем рођацима, пријатељима и вољеним особама који су имали разумевања и пружали ми подршку.

Посебну захвалност дугујем др Ненаду Филиповићу, редовном професору Факултета инжењерских наука у Крагујевцу, као мом ментору који ми је омогућио да се бавим актуелним проблемима у Истраживачко-развојном центру за биоинжењеринг у Крагујевцу али и др Милошу Којићу, директору Истраживачко-развојног центра за биоинжењеринг, дописном члану Српске академије наука и уметности и научном сараднику института „The Methodist Hospital Research Institute“ у Хјустону, као оснивачу првог центар за биоинжењеринг у Крагујевцу.

Захваљујем се и Ass др Игору Кончару, васкуларном хирургу на клиници за васкуларну и ендоваскуларну хирургију Клиничког центра Србије који је био иницијатор целокупног рада приказаног у овој тези и који је предочио важност потребе за развојем оваквог софтверског алата. Захваљујем се и др Петру Златановићу који ми је пружио клиничке податке коришћене у овој тези.

На крају, као ништа мање битним, се захваљујем својим колегама из Истраживачко развојног центра за биоинжењеринг на несебичној помоћи, саветима и изузетној сарадњи.

РЕЗИМЕ

Анеуризма трбушне (абдоминалне) аорте (ААА) представља јављање локализованог проширења највећег артеријског крвног суда у трбуху. Проширење се јавља као последица смањивања чврстине и еластичности зида аорте што директно утиче на њено истезање. Најопаснија компликација ААА је њено пуцање које представља озбиљан клинички проблем, са смртношћу од 90%, чиме је и сврстан међу најчешће узроке смрти.

Тренутне клиничке методе за процену ризика пуцања ААА су недовољно поуздане и које, у не малом броју случајева, дају лоше резултате. Структурна анализа биомеханике ААА пацијената пружа значајније и поузданије дијагностичке параметре који могу послужити у предвиђању тока и исхода ове болести. Присутна многобројна решења за биомеханичку анализу ААА, које је неопходно комбиновати, и даље пружају неодговарајуће биомеханичке моделе ААА због некомпатибилности, непоузданости и потребе стручности за њихово коришћење.

Предмет тезе је примена инжењерског приступа у развоју механизма неопходних за прикупљање информација који дају бољи увид у тренутно стање ААА код пацијента и ризик од пуцања исте, али пре свега, развој софтверског алата који обједињује све те механизме у један коначан и употребљив производ. То подразумева развој алгоритама за визуелизацију медицинских слика, за полуаутоматску и аутоматску сегментацију региона лумена и интралуминалног тромба ААА, генерисање тродимензионалне хексаедарске мреже коначних елемената аорте, одређивање њених материјалних карактеристика на нивоу пацијента, визуелизацију али интеракцију за адекватно корисничко искуство. Једна од главних предности овог алата је што ће бити оспособљен за извођене нумеричких симулација, коришћењем методе коначних елемената, и тиме дати бољи увид у стање пацијента, са биомеханичког аспекта, који је немогуће остварити конвенционалним методама.

Кључне речи: Анеуризма абдоминалне аорте, биомеханичка анализа, сегментација ААА, тродимензионална реконструкција, машинско учење, метод коначних елемената, развој софтвера

ABSTRACT

Abdominal aortic aneurysm represents local dilatation of largest aorta located in the abdomen. Dilatation occurs as result of wall stiffness and elasticity degradation which directly influence process expanding. Most serious complication is AAA rupture which is major clinical issue with mortality above 90% which position this disease as most common cause of death at elderly population.

Current diagnostic methods for AAA rupture risk assessment are not reliable which very often provides bad outcomes. Results produced by AAA structural biomechanical analysis are more secure and of greater importance as diagnostic parameters providing one more detailed approach in estimating the nature of this disease. Variety technical solutions offers biomechanical models of inappropriate accuracy mostly because of present incompatibility, unreliability and requirement of technical experience.

Focus of work presented in this thesis is appliance of engineering approach in developing technical solutions required for estimation of biomechanical quantities which provides better overview of the current state of patient specific AAA and risk of rupture combined as software solution which offer the symbiosis of required mechanism in form of the software end product. That includes developing algorithms for medical images visualization, semiautomatic and automatic segmentation, generation of three-dimensional aorta models in form of the appropriate hexahedral meshes, estimation of tissue material characteristics on patient specific basis, visualization and interaction in order to provide user acceptable and friendly experience. One of the main advantages of developed software system is its capability to perform finite element method numerical simulations giving better insight in patient's condition from biomechanical point of view which is impossible to provide by convectional approach.

Keywords: Abdominal aortic aneurysm, biomechanical analysis, automatic and semiautomatic AAA segmentation, three-dimensional reconstruction, machine learning, finite element method, software development

Садржај

1. Увод	1
1.1. Предмет докторске дисертације	1
1.2. Основне полазне хипотезе	2
1.3. Преглед стања у подручју истраживања	2
1.4. Значај и циљ истраживања са становишта актуелности у одређеној научној области	4
2. Анеуризма абдоминалне аорте	5
2.1. Фактори који утичу на развој ААА	5
2.2. Дијагноза анеуризме трбушне аорте	7
2.3. Лечење анеуризме абдоминалне аорте	8
2.4. Критеријуми за оцену ризика од пуцања	8
2.5. Закључак	9
3. Сегментација анеуризме абдоминалне аорте	10
3.1. Технике снимања	11
3.1.1. Компјутеризована томографија	11
3.2. Сегментација унутрашњег зида абдоминалне аорте	14
3.2.1. Примена бинарног прага	14
3.2.2. Означивање повезаних компоненти	17
3.2.3. Одређивање границе региона	24
3.2.4. Сегментација унутрашњег зида аорте	27
3.3. Сегментација спољашњег зида абдоминалне аорте	34
3.3.1. Левел сет метода	34
3.3.3. Сегментација спољашњег зида аорте	47
3.4. Тестирање тачности резултата	66

3.5. Закључак	68
4. Тродимензионална реконструкција абдоминалне аорте.....	70
4.1. Претпроцесирање података.....	71
4.2. Реконструкција бифуркације.....	81
4.3. Подела геометрије аорте на сегменте	85
4.4. Лукови сегмената модела	89
4.5. Попречни пресеци сегмената	93
4.6. Тродимензионална мрежа коначних елемената.....	96
4.7. Оцена квалитета мреже	100
4.8. Закључак	107
5. Биомеханичка анализа анеуризме абдоминалне аорте методом коначних елемената	109
5.1. Метод коначних елемената	112
5.1.1. Увод	112
5.1.2. Основне једначине струјања флуида	112
5.1.3. Лангранжева и Ојлерова формулација материјалног извода	113
5.1.4. Једначина континуитета	115
5.1.5. Навије-Стоксове једначине	116
5.1.6. Имплицитне нумеричке методе решавања струјања ламинарног вискозног нестишљивог флуида са преносом топлоте	118
5.1.7. PENALTI формулација за струјање флуида.....	121
5.1.8. Солид Флуид интеракција	127
5.2. Биомеханичка анализа	134
5.2.1. Подаци пацијената.....	134
5.2.2. Параметри симулације	134

5.2.3. Резултати симулација	139
5.2.4. Закључак	151
6. Моделирање материјалних карактеристика ткива зида ААА код пацијента	153
6.1. Дизајн вештачке неуронске мреже	155
6.2. Утицај насумичне поделе података на квалитет модела	158
6.3. Метода вишеструких циклуса	161
6.4. Оцена квалитета	162
6.5. Одабир броја неурона у скривеном слоју	164
6.6. Одабир броја валидационих корака	166
6.7. Крајњи модел	167
6.8. Тестирање модела уз помоћ вештачких (сурогат) података	168
6.9. Сензитивна анализа	173
6.10. Закључак	177
7. Софтверски алат	179
7.1. Улоге у развоју софтвера	181
7.2. Алати и технологије	182
7.3. Хардверска спецификација	186
7.4. Стратегија интеграције	187
7.5. Стратегија тестирања	189
7.6. Концептуална архитектура	191
7.7. CFDVasc DICOM	193
7.7.1. Ток података	195
7.7.2. Ток рада	196
7.7.3. Кориснички интерфејс	198
7.8. CFDVasc 3D Viewer	210

7.8.1. Ток података	212
7.8.2. Ток рада.....	213
7.8.3. Кориснички интерфејс	215
7.9. Закључак	223
8. Литература	226

1.

1. Увод

1.1. Предмет докторске дисертације

Анеуризма трбушне (абдоминалне) аорте (AAA) представља јављање локализованог проширења највећег артеријског крвног суда у трбуху. Проширење се јавља као последица смањивања чврстине и еластичности зида аорте што директно утиче на њено истезање. Најопаснија компликација AAA је њено пуцање које представља озбиљан клинички проблем, са смртношћу од 90%, чиме је и сврстан међу најчешће узроке смрти.

Пошто AAA представља механички проблем дегенерисаног зида аорте, развој инжењерских механизма на бази проблема AAA и адаптација биомеханичког модела би био од велике користи за боље разумевање ове појаве.

Предмет тезе је примена инжењерског приступа у развоју механизма неопходних за прикупљање информација који дају бољи увид у тренутно стање AAA код пацијента и ризик од пуцања исте, али пре свега, развој софтверског алата који обједињује све те механизме у један коначан и употребљив производ. То подразумева развој алгоритама за визуелизацију медицинских слика, за полуаутоматску и аутоматску сегментацију региона лумена и интралуминалног тромба AAA, генерисање тродимензионалне хексаедарске мреже коначних елемената аорте, одређивање њених материјалних карактеристика на нивоу пацијента, визуелизацију који ће модел аорте као и резултате прорачуна приказивати на начин разумљив крајњем кориснику али интеракцију за адекватно корисничко искуство . Једна од главних предности овог алата је што ће бити оспособљен за извођене нумеричких симулација, коришћењем методе коначних елемената, и тиме дати бољи увид у стање пацијента, са биомеханичког аспекта, који је немогуће остварити конвенционалним методама.

1.2. Основне полазне хипотезе

Полазне основе истраживања засноване су на поставкама теорије нумеричког моделирања анеуризме абдоминалне аорте применом методе коначних елемената која је незаменљива у моделирању физичких домена. Највећи допринос нумеричких метода се огледа код проблема који се не могу или се врло тешко решавају аналитичким путем а ове методе уз одређене апроксимације могу дати задовољавајућа решења.

Основна хипотеза овог рада је да су тренутне клиничке методе за процену ризика пуцања ААА недовољно поуздане и које, у не малом броју случајева, дају лоше резултате. Структурна анализа биомеханике ААА пацијената пружа значајније и поузданије дијагностичке параметре који могу послужити у предвиђању тока и исхода ове болести.

Такође једна од хипотеза је да тренутна многобројна решења, које је неопходно комбиновати, и даље пружају неодговарајуће биомеханичке моделе ААА због некомпатибилности, непоузданости и потребе стручности за њихово коришћење. Због тога, развој униформног, оптимизованог и кориснички настројеног софтверског решења који обједињује све кораке неопходне за структурну анализу ААА пацијената би био од великог значаја.

1.3. Преглед стања у подручју истраживања

Студије су показале да када напон у зиду аорте достигне вредност напона при коме долази до њеног попуштања долази и до пуцања анеуризме. Због тога се максимална вредност напона у зиду аорте сматра као најзначајнији фактор за процену стања ААА код пацијента. Тренутни, конвенционални, приступ за категоризацију ААА на основу њеног пречника као и на основу прогреса њеног раста се показао као непоуздан. Примена инжењерског приступа као и развој нових инжењерских решења се сматра круцијалним и веома корисним у циљу побољшања процене стања пацијента као и побољшања тока лечења.

Подаци о напону у зиду аорте се не могу одредити „in vivo“ методама већ са постојећим технологијама, само уз помоћ компјутерског модела за солид-флуид интеракцију. За креирање адекватних реалних модела неопходно је коришћење метода за сегментацију медицинских слика, тродимензионалну реконструкцију, генерисање

мрежа коначних елемената, одређивање и задавање граничних услова као и коришћење метода компјутерске графике за потребе визуализације.

Тренутно компјутерска, структурна, анализа биомеханике ААА узима у обзир коришћење више различитих комерцијалних програма за извршавање свих ових корака. Таква ситуација је у потпуности непрактична и проблематична у клиници која одузима много времена и захтева коришћење више софтверских алата за шта су неопходне додатне техничке, инжењерске, вештине. Непостојање решења које обједињује све ове кораке узрокује проблеме са аспекта квалитета моделиране геометрије и тачности прорачуна а све због недостатка кориснички настројеног окружења.

Истраживања у оквиру теме докторске дисертације ослањаће се на истраживања представљена у следећој полазној литератури:

1. Shang EK, Nathan DP, Woo EY, Fairman RM, Wang GJ, Gorman RC, Gorman JH 3rd, Jackson BM, Local wall thickness in finite element models improves prediction of abdominal aortic aneurysm growth, J Vasc Surg. 2013 Oct 3
2. T.C. Gasser, A. Nchimi, J. Swedenborg, J. Roy, N. Sakalihasan, D. Böckler, A. Hyhlik-Dürr, A Novel Strategy to Translate the Biomechanical Rupture Risk of Abdominal Aortic Aneurysms to their Equivalent Diameter Risk: Method and Retrospective Validation
3. Xiangmin Jiao, Jean-Christophe Weill, Proceedings of the 21st International Meshing Roundtable, Springer, Sep 13, 2012 – Mathematics
4. Isaac Bankman, Handbook of Medical Image Processing and Analysis, Academic Press, Dec 24, 2008
5. Gary Bradski, Adrian Kaehler, Computer vision with the OpenCV Library, O'Reilly Media, September 2008
6. Luis Ibanez (Author), Will Schroeder (Author), Lydia Ng (Author), Josh Cates (Author) The ITK Software Guide: The Insight Segmentation and Registration Toolkit September 11, 2003
7. Toennies, Klaus D., Guide to Medical Image Analysis, Methods and Algorithms, 2012

8. Will Schroeder, Ken Martin, Bill Lorensen, Visualization Toolkit: An Object-Oriented Approach to 3D Graphics, 4th Edition, December 1, 2006
9. Miloš Kojić, Nenad Filipović, Boban Stojanović and Nikola Kojić, Computer Modeling in Bioengineering: Theoretical Background, Examples and Software, John Wiley & Sons, West Sussex, England, 2008.

1.4. Значај и циљ истраживања са становишта актуелности у одређеној научној области

Научни циљ рада је развој софтверског алата који ће омогућити крајњем кориснику да генерише реалне тродимензионалне моделе коначних елемената ААА пацијената, и то, без икаквог претходног техничког предзнања. Софтвер ће бити способан да полуаутоматски или аутоматски пружа различите геометријске и биомеханичке информације користећи сирове податке пацијената у виду серија медицинских слика са MSCT скенера. Биће у потпуности подобан за анализирање реалних модела на стандардним персоналним рачунарима и самим тим биће погодан за интеграцију у клиничке процедуре. Вршиће се аутоматска сегментација слика коришћењем алгоритама геометријских активних контура.

Такође један од циљева је и да овај софтвер буде од користи за оцењивање ризика пуцања ААА и за унапређивање тренутних метода за њену дијагностику. Аквизицијом разних типова података пружиће бољи увид у биомеханику анеуризме који би могао бити значајан, са научног аспекта, у проширивању постојећих сазнања о њеној патологији.

2.

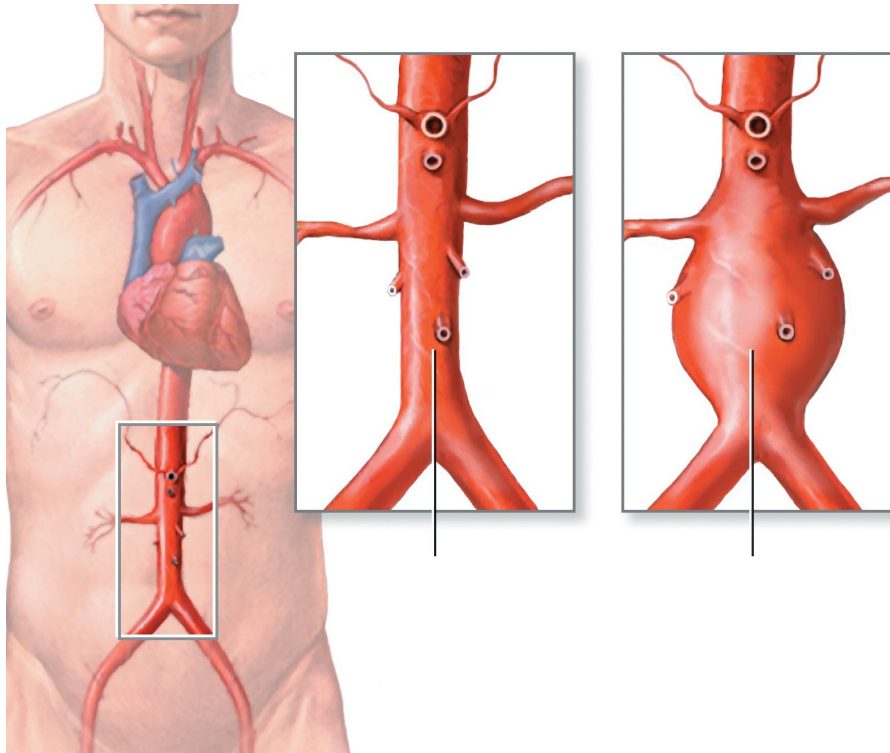
2. Анеуризма абдоминалне аорте

Анеуризма трбушне (абдоминалне) аорте (ААА) представља јављање локализованог проширења највећег артеријског крвног суда у трбуху. Проширење се јавља као последица смањивања чврстине и еластичности зида аорте што директно утиче на њено истезање. Најопаснија компликација ААА је њено пуцање које представља озбиљан клинички проблем, са смртношћу од 90%, чиме је и сврстан међу најчешће узроке смрти старије популације. Број васкуларних обољења је у прогресивном порасту у последњих деценија што је узроковало и повећан број руптурираних анеуризми абдоминалне аорте. Од укупног броја пацијената са руптурираним ААА четвртина умире пре доласка у болницу, а 51% у болници током дијагностике или припреме за операцију. Смртност код преосталих 24% над којима се изврши операција је 46%, тако да од почетног броја у првих 30 дана преживи само 11%^{1,2}. Морталитет ААА је пре свега велики јер једини начин лечења је оперативним путем који је високог ризика. Лечење руптурираних ААА захтева велика финансијска средства што оправдава скупе превентивне операције. Тренутно се оцена ризика врши само на основу пречника ААА због чега би нове методе дијагностике за побољшање класификације пацијента допринеле у смањењу смртности и трошкова.

2.1. Фактори који утичу на развој ААА

Анеуризма је зависи од више фактора од којих скоро сваки може бити узрочник пуцања а сам процес и даље није у потпуности разјашњен. Студије у претходним деценијама су показале да су ови узрочни фактори комплементарни међу којима се као најрелевантнији сматрају прогресивно разлагање везивног ткива аорте услед локалне деградације структурних протеина еластина и колагена³⁻⁵, биомеханички напон на зиду, наследни фактори као и инфламаторни процеси.

Почетак атеросклерозе огледа се у акумулацији међућелијских липопротеина у интими чију су главни узрочници макрофази настали из моноцита а који се нагомилавају у зиду аорте. Они апсорбују ЛДЛ липопротеине услед чега настају масне пенасте ћелије након чега следи стварање липидне масе у коме се стварају депозити калцијума које прекрива фиброзна капа састављена од екстрацелуларног матрикса. Глатке мишићне ћелије у таквој ситуацији производе све више екстраћелијског матрикса због чега интима постаје фиброзна, задебљала, чиме се отежава дифузија нутритивних материја у дубље слојеве интима односно медије због чега се прави хипоксична зона у којој протеолитичка активност као и механичка ерозија унутрашње еластичне мембране пенастим ћелијама утичу на слабљење зида⁶.



Слика 2.1 Анеуризма абдоминалне аорте

Хипоксија интима поспешује настанак нових крвних судова, неоваскуларизацију, који мигрирају до интима и тиме оштећују структуру медије чиме се додатно смањује чврстина аортног зида. Ламиларно струјање крви је значајно поремећено услед присуства анеуризме што се манифестује стварањем интралуминалног тромба (ИЛТ) састављеног из више слојева који отежава транспорт кисеоника у зид аорте, погоршавајући додатно хипоксију и узрокујући даљу дегенерацију. Улога

интралуминалног тромба на пуцање аорте и даље није разјашњена где поједине студије показују заштитнички утицај на зид аорте док друге сасвим супротно⁶.

Значајни утицај на попуштања зида аорте има биомеханички напон који узрокује њену дилатацију због поремећаја односа еластина и колагена у зиду. Механички утицај напона на глатке мишићне ћелије утиче и на биохемијске процесе који такође доприносе деградацији зида. Са друге стране смичући напон утиче на ендотел лумена који активира разне сигнале у ћелијама и на тај начин механичко дејство преко молекуларних механизма узрокује функционалну реакцију због чега се све више смичући напон у литератури наводи као главни узрочник у настанку руптуре.

Хемодинамички утицај има велики значај након почетка дилатације аорте пре свега због промене целокупне геометрије аорте. Присутна постепена сужавања у комбинацији са повратним ударом у артеријском кориту доводи до турбулентних струјања и повећања притиска на зид аорте. Биомеханичке промене које се дешавају са развојем анеуризматске дилатације имају комплексан утицај на даљи развој анеуризме смањивањем крутости њеног зида услед деградације и пораста напона. Хронични напон у комбинацији са редукованим транспортом хранљивих материја доводи до смањене способности аорте да се регенерише од последице разлагања⁶.

Пушење, мушки пол, историја болести, старост (преко 60 год), бела раса итд. значајно утичу на предиспозицију ка ААА⁷. Разне студије су показале да се као фактор ризика издваја пушење.

2.2. Дијагноза анеуризме трбушне аорте

Приликом дијагнозе MSCT ангиографија је незаобилазна пре свега јер је неинвазивна, може се изводити у амбулантама, а и због тога што успешно процењује морфологију анеуризматске болести. Планирање ендоваскуларне процедуре током које се имплантира стент графт је немогуће извршити без MSCT⁸ због чега је главни дијагностички поступак при планирању оперативног лечења сваке ААА^{9,10}. Његова значајност се огледа и у брзини аквизиције података, приступачности као и сензитивности за ову врсту болести. Лоше особине овог приступа су висока цена, радиоактивно зрачење коме морају да се излазу пацијенти као и токсичност контраста.

2.3. Лечење анеуризме абдоминалне аорте

Једини начин третирања ААА је хируршким путем где се углавном користи класично отворено хируршко и ендоваскуларно лечење. Најповољнији тренутак за лечење пацијента је непосредно пред пуцање ААА што је немогуће одредити па је зато оцењивање ризика од операције са једне и ризика од пуцања са друге стране од великог значаја за пацијента али и за здравствену установу. Ризик од оперативног лечења се у највећој мери занемарује када се ради о критичном стању као што је руптура ААА. Међутим када се ради о ААА без симптома ризик од оперативног лечења је од великог значаја.

2.4. Критеријуми за оцену ризика од пуцања

До скорије се као главни предиктор пуцања ААА користио њен пречник (**Табела 2.1**). Процес настанка анеуризме односно њене руптуре је динамичан процес услед чега се и фактор промене пречника узима у обзир као битан показатељ. Критеријум највећег дијаметра као основног параметра ризика од руптуре ААА је постављен у време када методе за његову процену нису биле довољно поуздане. Због тога се његово коришћење као индикатор доводи у питање у компликованом процесу као што је формирање ААА. Праћење само највећег пречника изузима преглед његовог повећања у некој другој зони која је под утицајем брзог раста и у којој може доћи до пуцања. У прилог томе су разни примери из свакодневне клиничке праксе где су присутни пуцања ААА са знатно мањим пречником од 55мм^{11,12}.

Пречник	Вероватноћа
< 4.5 цм	9.5%
5-7 цм	25%
7 цм	45%
> 10 цм	60%

Табела 2.1 Вероватноћа од руптуре у трогодишњем периоду у зависности од пречника

На основу тога се доноси закључак да се пацијентима са пречником мањим од прописаног интервенција нуди превисе касно као и супротно да се пацијентима са већим пречником нуди интервенција превише рано. Постојећи критеријуми нису довољно поуздани због чега се отвара потреба за новим приступом који ће се базирани на конкретном пацијенту поготову имајући у виду да се карактеристике пацијената мењању њиховим старењем.

2.5. Закључак

Руптура AAA настаје када напон у зиду превазиђе његову снагу на неком месту због чега је узимање у обзир биомеханичких физичких величина који делују на зид аорте од круцијалног значаја као и фактора који утичу на њих али и материјалне карактеристике самог зида који има вазну улогу у настанку анеуризме. Поред тога је све ове факторе потребно презентовати на адекватан начин како би могли наћи практичну примену у свакодневном раду. Потребно је и приказати величине као што је напон у зиду код сваког болесника понаособ како би се ризик од пуцања могао посматрати на индивидуалној бази.

3.

3. Сегментација анеуризме абдоминалне аорте

Аортографске технике аквизиције слика обезбеђују детаљне анатомске податке васкуларних структура. Радне станице, које су обично повезане за СТ и MRI скенере, се користе у клиничкој пракси да произведу 3Д репрезентацију пацијента на основу доступних података. Технике које се користе данас за те сврхе углавном нису довољно адекватне за тачну анализу геометрије као и за извођење нумеричких симулације јер су оне усмерене ка пружању високо квалитетног приказа а не ка тачном моделирању геометрије одређених анатомских структура. Биомеханичка анализа ААА захтева, као први корак, издвајање унутрашње и спољне границе са медицинских слика. У овом поглављу ће бити описан поступак сегментације и реконструкције анеуризме абдоминалне аорте користећи податке пацијента добијених са MSCT скенера у виду серије узастопних слика које, свеукупно, представљају целокупни људски абдомен. Сlike су добијене ангиографском техником због чега је контраст присутан у унутрашњости аорте током процеса скенирања. Коришћење контраста омогућава добијање слика на којима се може уочити јасна разлика у непосредној области унутрашњег зида аорте тј. између крви и аорте. Ово је поприлично корисно јер се сегментација унутрашње границе аорте може извести без великих потешкоћа за шта су коришћене методе обраде слике бинарним праговима, проналажења повезаних региона на основу суседа као и одређивања њихових контура. Поред унутрашње границе неопходно је издвојити и спољашњу чија сегментација представља изазован задатак због тога што је околно ткиво сличне оптичке густине. Поготову је врло отежано разграничавање граница на местима где се околно ткиво наслања на аорту јер се ту јављају велики прекиди спољашњих граница аорте. Како би се цурење контуре, у процесу сегментације, ограничило на само једну слику и тиме извршила његова

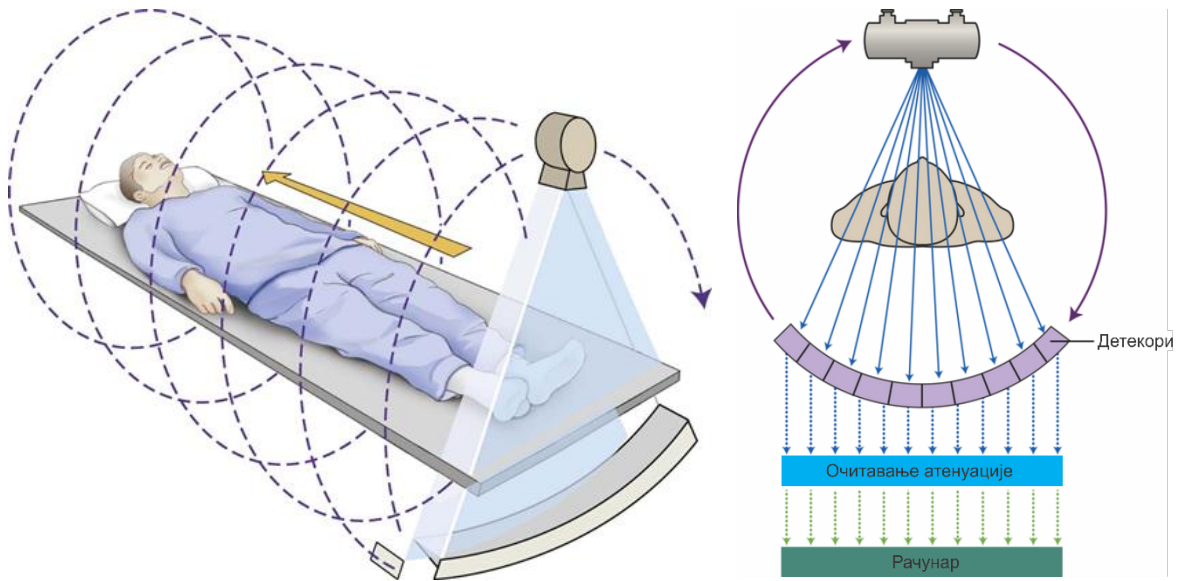
локализација, за сегментацију спољњег зида коришћен је дводимензионални деформабилни модел примењиван на свакој слици посебно.

3.1. Технике снимања

У овом одељку ће бити описана техника производње медицинских слика пацијента и а које су се користиле за сегментацију граница абдоминалне аорте по методологији која је ће бити објашњена у овом поглављу.

3.1.1. Компјутеризована томографија

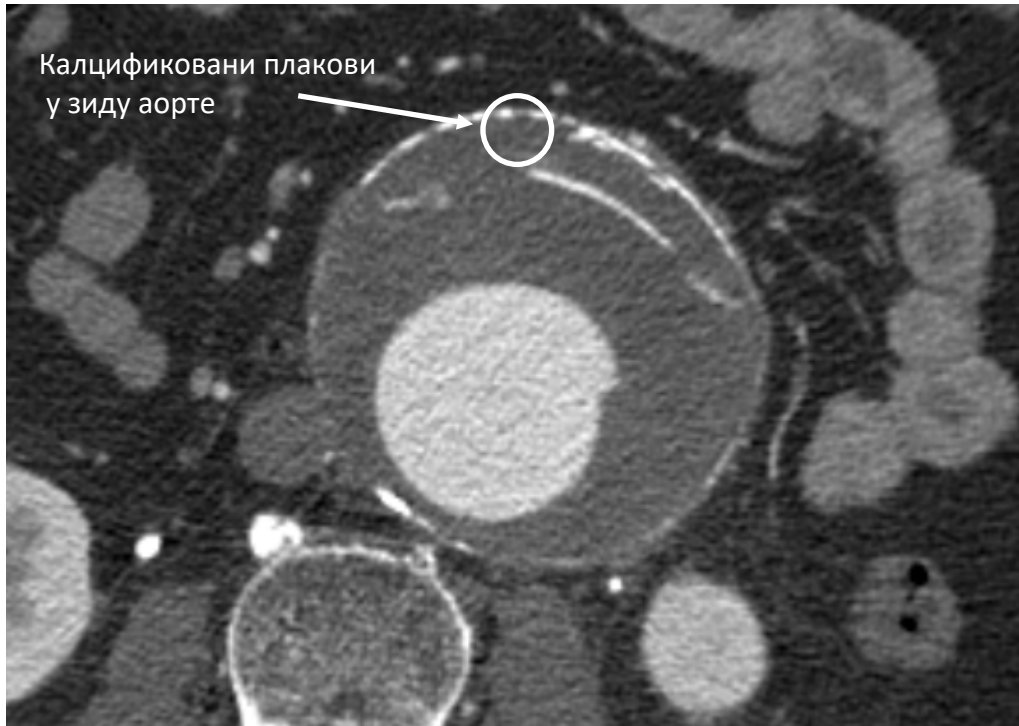
Компјутеризована томографија (СТ) представља радиолошки метод снимања која поред рендген зрачења (X зрацима), примењује и томографију, методу која се заснива на математичкој процедури обраде снимака применом савремених рачунара. Серије мерења X зрацима се обављају под различитим угловима око пацијента. Количина X зрака који се задржава у телу је директно зависна од густине ткива кроз коју пролази на основу чега се и његов линијски интеграл мери. Код конвенционалних СТ апарата (апарати прве генерације, груба слика и дужина прегледа око 30 минута) извор и детектор ротирају око пацијента и прикупљају ред мерења X зрацима за сваки угао ротације и за сваки циклус покретања рендгенске цеви. Прикупљени подаци се користе за реконструкцију аксијалних снимака. Новије верзије, као што је спинални СТ (апарати треће генерације; прецизни снимци и краћа процедура снимања), има могућност истовременог покретања стола на коме лежи пацијент и излагање рендгенским зрацима због чега се формира спирална путања око пацијента. Применом новијих верзија СТ скенера, као што су врхунски вишеслојни скенери, омогућено је да се добије слика за време само једног задржавања ваздуха јер се сигнал из неколико слојева (до четири) прикупља истовремено. Тиме се добија одличан однос времена скенирања, резолуције у z равни и шума¹³.



Слика 3.1 Принцип рада СТ скенера

Сигнал који је резултат снимања, синограм, је представљен серијом слика са детектованим затамњењем на x оси и углом ротације на y оси. Слика је онда реконструисана решавањем инверзне насумичне трансформације на мрежи слике. Реконструисана слика садржи вредности затамњености изражене преко Хаунсфилдових јединица (енгл. Hounsfield units HU) код којих вода има вредност 0. Масти су представљене са негативним вредностима, ткиво са позитивним вредностима блиским нули и калцијум са великим позитивним вредностима. Данашњи доступни скенери који се користе у клиничкој пракси обезбеђују резолуцију у равни као и дебљину слоја анатомских структура испод 0.5 милиметара у једном удисају.

Приликом снимање васкуларних структура интравенозно се убризгава контраст. Први део прегледа покрива грудну аорту, а други део, такође истом техником, обухвата абдоминалну аорту и илијачне гране. HU вредности ткива изложеним контрасту су позитивне у опсегу између везивног ткива и калцијума. Због тога артерије код којих су присутни плакови биће окружене HU вредностима везивног ткива, ниским HU вредностима где су присутне масти као и високим HU вредностима где су присутни калцификовани плакови.



Слика 3.2 СТ аортографија анеуризме трбушне аорте побољшане са убризганим контрастом

И поред тога што су широко употребљавани, у клиничкој пракси, код СТ аортографије су присутне одређени проблеми везани за количину апсорбованих X зрака као и што се тиче количине контраста убризганог у пацијента која може довести до одређених проблема са његовом толеранцијом.

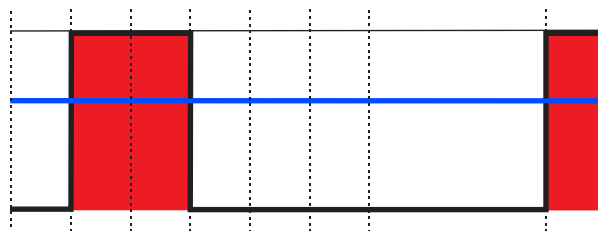
3.2. Сегментација унутрашњег зида абдоминалне аорте

Слике које су коришћене за сегментацију аорте су добијене аортографском техником тј. контраст је био убризган у аорту током излагања MSCT скенеру. Присуство контраста током снимања производи слике са уочљивом границом унутрашњег зида аорте. За одређивање граница унутрашњег зида коришћене су методе бинарних прагова, детекција и формирање спојених региона на основу повезаности са суседима и методе одређивања њихових спољних контура.

3.2.1. Примена бинарног прага

Слике са MSCT скенера чије су вредности пиксела изворно у HU скали се преводe у скалу сивих боја како би се од њих креирале бинарне слике користећи бинарни праг. Вредности пиксела слике у скали сивих боја се крећу у опсегу од 0 до 255 где вредност 0 представља црну боју 255 белу боју док код бинарне слике пиксели могу имате само две вредности 0 за црне и 255 за беле.

Бинарне слике се могу добити користећи слике палете сивих боја и користећи одговарајуће операторе прага. Када се користи оператор прага бира се одређена група пиксела која представља на слици објекте од интереса и третирају се као предњи тј. пиксели у првом плану до се остали третирају као позадина. За постојећу дистрибуцију вредности сивих боја на одређеној слици поједине могу бити изабране као вредности прага који ће раздвојити пикселе у две групе. У најједноставнијем случају једна вредност може бити изабрана као праг t . Сви пиксели чије је вредност једнака или изнад те вредности постају предњи а сви остали су пиксели позадине (**Слика 3.3**). Ова операција се зове операција бинарног прага.



Слика 3.3 Операција бинарног прага

Друге варијације овог алгоритма су и инверзни бинарни праг који третира пикселе са вредности мањим од t као предње пикселе а остале као позадина, прагови

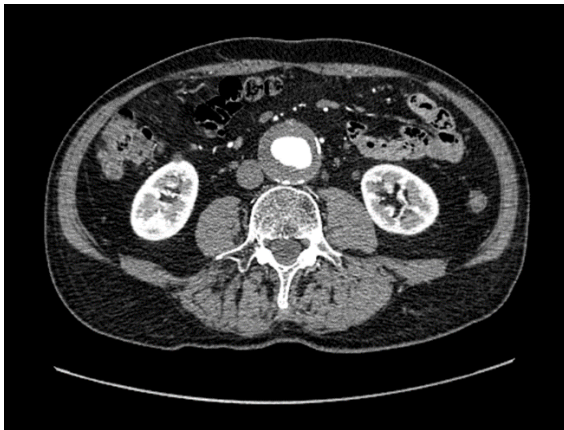
опсега где се пиксели са вредностима ван одређеног опсега третирају као пиксели позадине итд. код сваке је најбитнији проблем одабира одговарајуће вредности прага.

3.2.1.1. Аутоматско одређивање бинарног прага

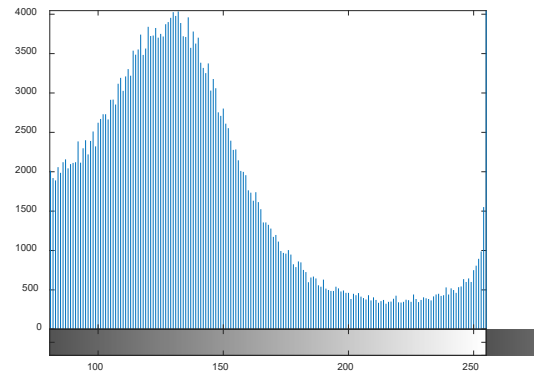
Како би се праг одабрао аутоматски, без велике интеракције са корисником, користе се хистограми слике. Неопходан услов за одабир прага је постојање хистограма слике сиве палете. Хистограм тог типа је дефинисан као:

$$h(m) = |\{(r, c) | I(r, c) = m\}| \quad 3.1$$

где m је у опсегу вредности сивих боја.



а) анеуризма абдоминалне аорте (AAA)



б) хистограм AAA

Слика 3.4 Хистограм слике на основу кога се одређује вредност бинарно прага.

Хистограм се даље може користити за потребе аутоматске детекције прага детектовањем врхова и долина функције. Слика 3.4 представља случај када су пиксели подељени у две групе. Њихове дистрибуције су јасно раздвојене па је због тога хистограм дуалан. Једна група је сачињена од групе тамнијих а друга од светлијих пиксела. Када је поклапање између група незнатно праг се може изабрати као било која вредност у долини коју формирају две доминантне групе пиксела.

Метода која је коришћена за раздвајање је метода минимизације варијанси две групе пиксела које раздваја оператор прага. Хистограм је изражен као функција вероватноће P где $P(0), \dots, P(I)$ представљају вероватноће вредности сиве палете од 0 до 1.

$$P(i) = \frac{|\{(r, c) | Image(r, c) = i\}|}{R \times C} \quad 3.2$$

У случају дуалног хистограма проблем аутоматског одређивања прага се своди на проналажење вредности прага, t , који најбоље раздваја групе једну од друге. Свака вредност t одређује варијансу групе података чији пиксели имају вредности испод и вредности изнад вредности t . Најбоља вредност прага је она која минимизира отежану суму варијанси обе групе на хистограму (3.4).¹⁴ Тежине представљају вероватноће респективних група.

$$\sigma_w^2(t) = q_1(t) \cdot \sigma_1^2(t) + q_2(t) \cdot \sigma_2^2(t) \quad 3.3$$

Где су σ_w^2 отежана сума варијанси група, $q_1(t)$ вероватноће групе са вредностима једнаким или мањим од t и $q_2(t)$ вероватноће групе са вредностима већим од t ,

$$q_1(t) = \sum_{i=1}^t P(i) \quad 3.4$$

$$q_2(t) = \sum_{i=t+1}^I P(i) \quad 3.5$$

$\sigma_1^2(t)$ варијансе групе са вредностима једнаким или мањим од t , $\sigma_2^2(t)$ варијансе групе са вредностима већим од t .

$$\sigma_1^2(t) = \sum_{i=1}^t \frac{[i - \mu_1(t)]^2 \cdot P(i)}{q_1(t)} \quad 3.6$$

$$\sigma_2^2(t) = \sum_{i=t+1}^I \frac{[i - \mu_2(t)]^2 \cdot P(i)}{q_2(t)} \quad 3.7$$

где је $\mu_1(t)$ просек вредности прве групе и $\mu_2(t)$ просек вредности друге групе. Користећи једначину 3.3 најбоља вредност прага t се може одредити једноставним претраживањем у опсегу његових могућих вредности како би се пронашла она вредност која минимизира вредност $\sigma_w^2(t)$.

3.2.2. Означавање повезаних компоненти

Након проналажења вредности прага на слици према описаној процедури и њеног конвертовања у бинарну, чиме су пиксели подељени предње и пикселе позадине, следећи корак је њено разлагање на регионе и детекцију објеката од интереса које сачињавају повезани предњи пиксели. Генерално се процедура састоји у проналажењу повезаних региона предњих пиксела, одређивању њихових карактеристика, одређивању просторних зависности као и примени правила одлучивања на основу којих се класификују или одабирају региони од интереса. Свакој засебној целини се додељује јединствена ознака која се такође додељује свим пикселима те целине током процеса сегментације чиме се добија симболичка слика. Алгоритам почиње означавањем повезаних компоненти која групише суседне пикселе који имају исту вредност у регионе на основу којих се могу одредити многобројне карактеристике облика или позиције као и статистичке особине присутних вредности оригиналне слике у региону али и просторне карактеристике са аспекта положаја у односу на друге регионе.

3.2.2.1. Означавање повезаних компоненти у две димензије

У формулацији проблема пиксели црне боје су пиксели позадине а пиксели беле боје су предњи пиксели. Код бинарне слике оператор означавања повезаних компоненти групише беле пикселе у регионе максималне величине (**Слика 3.5**). Ови региони представљају повезане регионе бинарне слике а коришћен оператор се зове оператор повезаних компоненти. Његов улаз је бинарна слика а излаз је симболичка слика код које свака ознака додељена неком пикселу јединствено одређује регион коме тај пиксел припада.

0	1	1	0	1	0	0
0	1	1	0	1	0	1
1	1	1	0	1	0	1
0	0	0	0	1	1	1
0	1	0	0	0	0	0
0	1	1	1	1	1	0
0	1	1	1	0	0	0

а) Бинарна слика

0	1	1	0	2	0	0
0	1	1	0	2	0	2
1	1	1	0	2	0	2
0	0	0	0	2	2	2
0	3	0	0	0	0	0
0	3	3	3	3	3	0
0	3	3	3	0	0	0

б) Симболичка слика

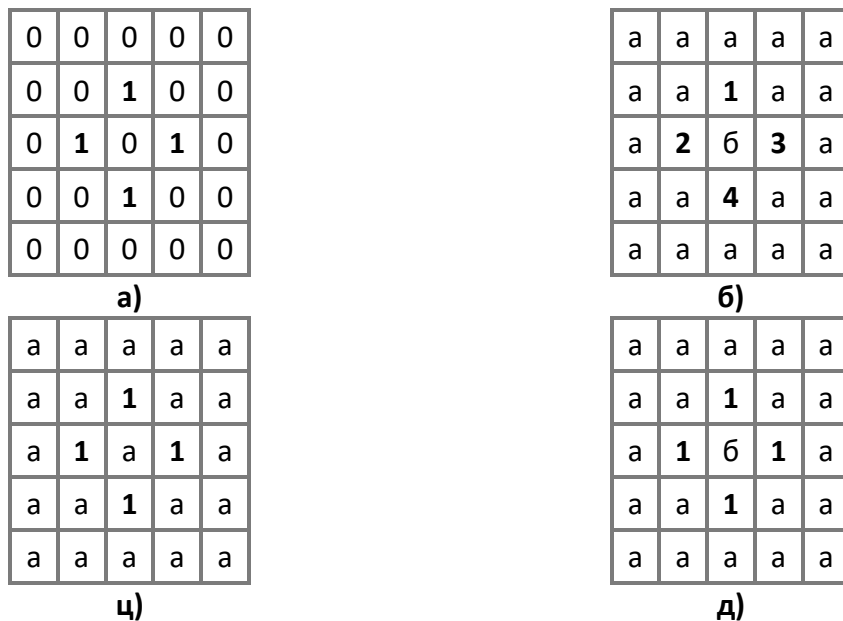
Слика 3.5 Примена оператора повезаних компоненти на бинарну слику. Симболичка слика направљена од бинарне користећи оператор повезаних компоненти.

Два повезана пиксела p и q припадају истој компоненти C ако постоји серија белих пиксела (p_0, p_1, \dots, p_n) компоненте C где је $p_0 = p, p_n = q$ и p_i је сусед од p_{i-1} за $i = 1, \dots, n$. Другим речима дефиниција повезане компоненте зависи од дефиниције суседа. Када су само северни, јужни, источни и западни пиксели узети у обзир као суседни онда формиран регион се назива регион са 4 суседа (**Слика 3.6 а**). Када се узму у обзир и североисток, северозапад, југоисток и југозапад онда је у питању регион са 8 суседа (**Слика 3.6б**). У сваком случају суседни пиксели се третирају као они у непосредној близини пиксела који посматрамо. Гранични пиксели региона белих пиксела су подскуп пиксела који припадају овом региону а који су суседни црним пикселима који окружују регион.



Слика 3.6 Пиксел, •, је један од суседа пиксела x који представља централни са четири везе (а) односно са 8 веза (б)

У случају да имамо компоненту белих пиксела C и суседну компоненту црних пиксела D а при томе користимо суседство од 4 везе за беле и 8 веза за црне пикселе онда је ситуације где или C окружује D (D је рупа у C) или обрнуто¹⁵. Исто се добија и у супротном случају расподеле повезаности пиксела али не и у случају када се узме исти тип суседства и за беле и црне пикселе.



Слика 3.7 Употреба суседства преко 4 или 8 веза у анализи повезаних компоненти. Бројчане ознаке представљају беле пикселе а словне црне. (а) Бинарна слика; одређивање компоненти користећи суседство од (б) 4 везе и за црне и за беле пикселе;(ц) 8 веза и за црне и за беле пикселе;(д) 8 веза за беле и 4 везе за црне пикселе.

Приликом одређивања региона обрађује се по један ред слике након чега се додељује нова ознака првом пикселу региона на који се наиђе и ознака белог пиксела се прослеђује његовим суседима са десне стране или испод њега у случају када користимо суседство преко 4 везе и кретање по слици са лева на десно и одозго на доле. На приказаном примеру (**Слика 3.8б**) у првом реду су два бела пиксела раздвојени са три црна. Првом је додељена ознака 1 а другом 2. У другом реду првом белом пикселу је додељена ознака 1 јер је у суседству белог пиксела изнад њега. Други бели пиксел другог реда добија такође ознаку 1 јер је сусед већ означеног пиксела са леве стране. Овај процес се наставља док се не наиђе на пиксел А. Он има пиксел означен са 1 на левој страни и са 2 изнад њега па због тога представља пиксел који повезује та два региона. Тачније сви пиксели означени са 1 и 2 припадају истој компоненти тј. ознаке 1 и 2 су еквивалентне.

0	0	1	0	0	0	1
0	0	1	1	0	0	1
0	0	1	1	1	0	1
0	0	1	1	1	1	1

а) Бинарна слика

0	0	1	0	0	0	2
0	0	1	1	0	0	2
0	0	1	1	1	0	2
0	0	1	1	1	1	A

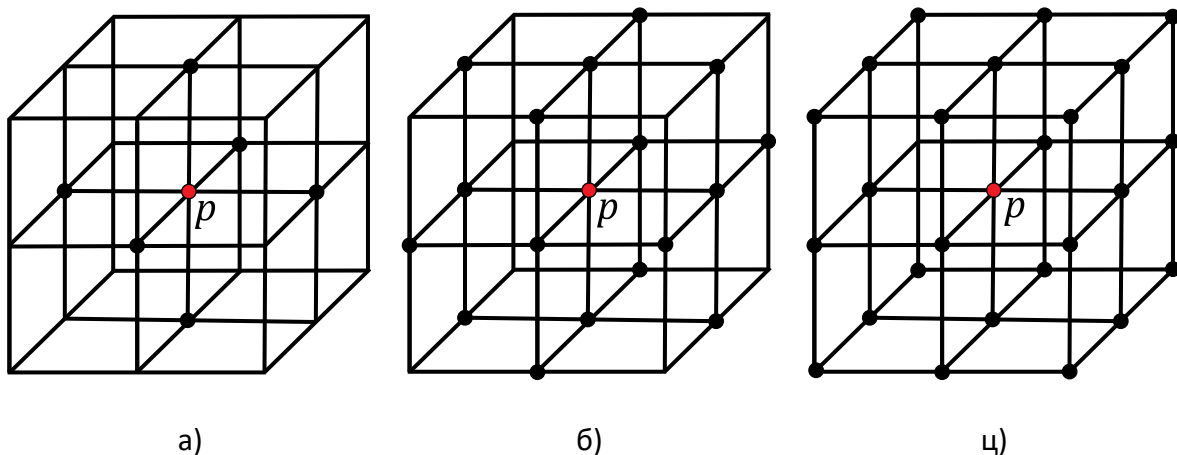
б) Делимично обрађена слика

Слика 3.8 Процес означавања. Ознака 1 се прослеђује са леве стране а ознака 2 на доле како би се дошло до тачке А. Алгоритам повезаних компоненти мора да додели ознаку пољу А и при томе да учини ознаке 1 и 2 еквивалентне

Цео поступак се имплементира кроз два пролаза кроз слику. У првом пролазу се пропагирају ознаке по описаном поступку. Када год дође до ситуације да две различите ознаке могу да се доделе истом пикселу мања се додељује и при томе се уочена веза између региона бележи у табелу еквивалентности. Сваки податак у овој табели представља уређени пар са вредностима које представљају ознаке које се су еквивалентне. Након првог пролаза и формирања табеле еквивалентности уређују се парови тако да на крају имамо скупове ознака региона који су еквивалентни. Сваком региону тог скупа се додељује иста ознака, углавном најмања вредност ознаке у скупу тј. другим пролазом се врши транслација којом се додељује иста ознака свим пикселима исте групе (**Слика 3.9**).

3.2.2.2. Означавање повезаних компоненти у три димензије

Примена алгоритма повезаних компоненти уз мало модификација се може проширити и на тродимензионалне слике, које представљају серију дводимензионалних слика тј. слојева, чистом генерализацијом дефиниције суседства. Ако имамо 3Д слику са r редова, k колона и s слојева онда суседи пиксела p на 3Д слици тј. воксела су они из суседних редова, колона и слојева. Суседство може бити дефинисано узимајући у обзир 6, 18 и 26 суседних воксела¹⁶ (Слика 3.10).



Слика 3.10 • је један од 6 (а), 18 (б), 26 (ц) суседа централног воксела p

Користећи ове релације 3Д случај повезаности компоненти се може дефинисати на исти начин као и у 2Д тј. два повезана пиксела p и q припадају истој повезаној компоненти C ако постоји серија белих пиксела (p_0, p_1, \dots, p_n) компоненте C где је $p_0 = p, p_n = q$ и p_i је сусед од p_{i-1} за $i = 1, \dots, n$. Алгоритам у 3Д се своди на означавање повезаних компоненти у 2Д у сваком слоју на такав начин да различите ознаке се користе у различитим слојевима у првом кораку као и пропагирање еквивалентности између ознака од првог до последњег слоја на исти начин као и код 2Д алгоритма осим тога што је сада пропација између слојева а не између редова. Крајњи корак је понављање овог процеса од последњег до првог слоја¹⁷ (Слика 3.11).

Слој 1			
1	1	1	
	1	1	
1	1	1	

Слој 2			
1	1	1	
	1		
1		1	

Слој 3			
	1		
	1		1
	1		1
1	1	1	

а) Почетна трослојна бинарна слика

6	6	6	
	6	6	
5	5	5	

4	4	4	
	4		
3	3		

	2		
	2		1
	2		1
2	2	2	

б) Ознаке слика након примене алгоритма повезаних компоненти у 2Д на сваки слој засебно користећи ознаке које се снижавају од слоја 1 до слоја 3

6	6	6	
	6	6	
5	5	5	

6	6	6	
	6		
5		5	

	6		
	6		1
	6		1
6	6	6	

ц) Ознаке слика након пролаза 3Д алгоритма одозго на доле

6	6	6	
	6	6	
6	6	6	

6	6	6	
	6		
6		6	

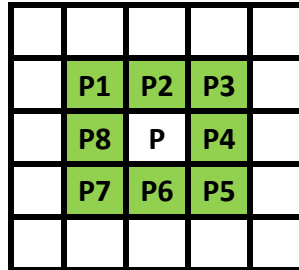
	6		
	6		1
	6		1
6	6	6	

д) Ознаке слика након пролаза 3Д алгоритма одоздо на горе у крајњем кораку

Слика 3.11 Тродимензионални Лумиа алгоритам повезаних компоненти

3.2.3. Одређивање границе региона

За идентификоване регионе на слици је неопходно одредити и њихове контуре тј. граничне пикселе. Суседни пиксел неког пиксела се сматра било који од 8 пиксела у околини који са њим дели теме или ивицу (**Слика 3.12**).



Слика 3.12 Пиксели P1...P8 представљају суседне пикселе централног пиксела P

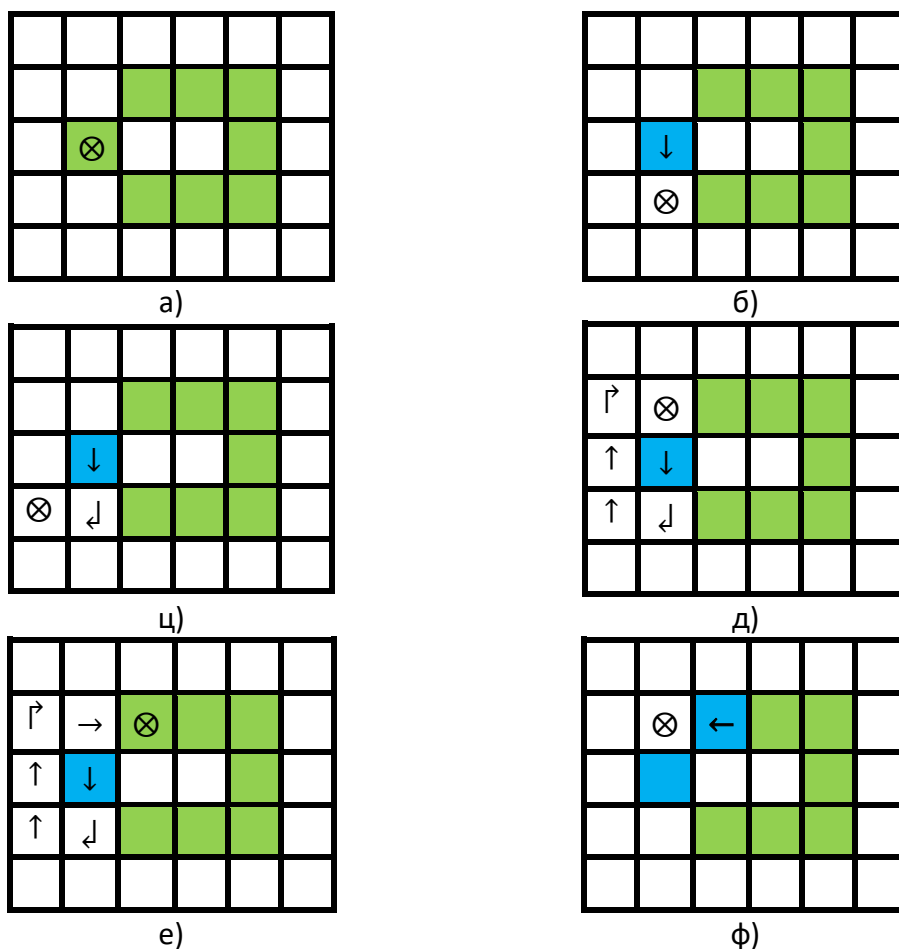
Посматрамо суседне пикселе на основу 8 веза. Главна поставка проблема се заснива на томе да ако посматрамо једну групу белих пиксела код којих позадину сачињавају црни пиксели пронађемо први бели пиксел и прогласимо га почетним. Одређивање контуре се заснива обилажењем региона у смеру казаљке на сату (смер није битан све док се користи исти у целом алгоритму). Кад год се дође до белог пиксела **P** иде се један корак уназад до црног пиксела на коме се алгоритам претходно налазио и затим се обилази у усвојеном смеру док се не наиђе на следећи бели пиксел у околини белог пиксела. Алгоритам се завршава када се у процесу проналажења граничних наиђе на почетни, бели, пиксел. Бели пиксели који су пронађени као гранични у процесу кружења око региона ће представљати контуру региона. Описани поступак представља алгоритам Мурових суседа¹⁸.

Формални опис алгоритма Мурових суседа је следећи.

Улазни податак представља регион T издељен на квадрате који садржи повезану компоненту P сачињену од белих пиксела. Излаз из алгоритма је низ граничних пиксела $V(b_1, b_2, \dots, b_k)$ који представљају контуру региона. Прво се дефинише $M(a)$ као Мурово суседство пиксела a . Тренутни гранични пиксел обележавамо са p док пиксел који се тренутно разматра са c тј. $c \in M(p)$.

Почетак

- Поставља се V као празан скуп
- Од врха ка дну и од леве стране на десно се проверавају пиксели региона T редом док се не наиђе на бели пиксел s региона P (Слика 3.13 а)
- s се додаје у V
- Поставља се тренутна гранична тачка p на s тј. $p = s$ (Слика 3.13б)
- Са белог пиксела p враћа се на пиксел са ког се дошло до њега (Слика 3.13б)
- Поставља се c као следећи пиксел у околини региона $M(p)$
- Извршава се петља док пиксел c не постане исти као и s
 - Ако је c бели пиксел
 - Убази c у V (Слика 3.13е)
 - Постави p на c (Слика 3.13ф)
 - Врати се корак уназад (постави тренутни пиксел који се разматра c на пиксел са ког се дошло до p у претходном кораку) (Слика 3.13ф)
 - У супротном
 - Помери се тренутни пиксел c на следећи у смеру казаљке на сату у околини $M(p)$ (Слика 3.13ц, д).
- Крај петље



Слика 3.13 Алгоритам претраживања Мурових суседа

3.2.3.1. Оптимизовани критеријум заустављања

Главни проблем код претраживања Мурове околине лежи у одабиру критеријума заустављања тј. одабиру када се зауставља алгоритам. У оригиналној поставци алгоритма тај критеријум је друго наилажење на почетни бели пиксела због чега границе извесних региона могу бити погрешно детектоване. Унапређење критеријума заустављања је решено коришћењем Јакобсовог критеријума којим се алгоритам зауставља онда када се на почетни пиксел наиђе други пут на исти начин тј. са исте позиције. Овај критеријум у великој мери унапређује претраживања Мурове околине чинећи га најбољим решењем за проналажење границе било ког региона и било ког облика без обзира на његову повезаност. Главни разлог је што алгоритам током претраге претражује целокупну Мурову околину граничних пиксела како би нашао следећи. Муров алгоритам ће увек пронаћи границу било ког повезаног региона због тога што се следећи гранични пиксел сигурно налази у непосредној муровој околини са

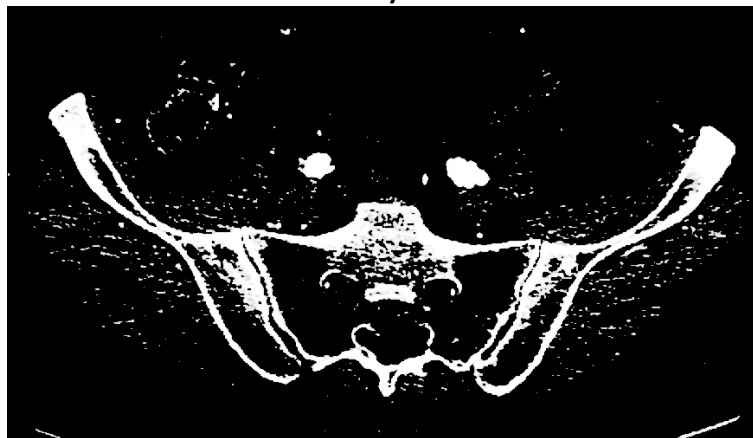
8 веза. Када алгоритам наиђе по други пут на исти пиксел са исте позиције то значи да је контура детектована и уколико се не прекине биће поново детектована на исти начин.

3.2.4. Сегментација унутрашњег зида аорте

Први корак у сегментацији унутрашњег је аутоматско рачунање прага на приказаној слици на којима су видљиве лева и десна илијачна артерија на основу кога се врши превођење слике у бинарни облик.



а)



б)

Слика 3.14 Бинарна слика генерисана на основу аутоматски израчунате вредности прага. а) Слика са приказаним илијачним артеријама. б) Преведена слика у бинарни облик на основу израчунатог прага вредности 223

Процесирање малих артифакта и како би се отклониле мале групе пиксела које су непотребне, међу којима су и они који су у додиру са регионима унутрашњих граница илијачних артерија, а који су последица шума се врши просторним усредњавањем вредности на слици филтером средњих вредности (енгл. “median filter”) са вредношћу

пречника 3. Истовремено се на овај начин врши умањивање неравнина региона белих пиксела али пре свега региона од интереса.



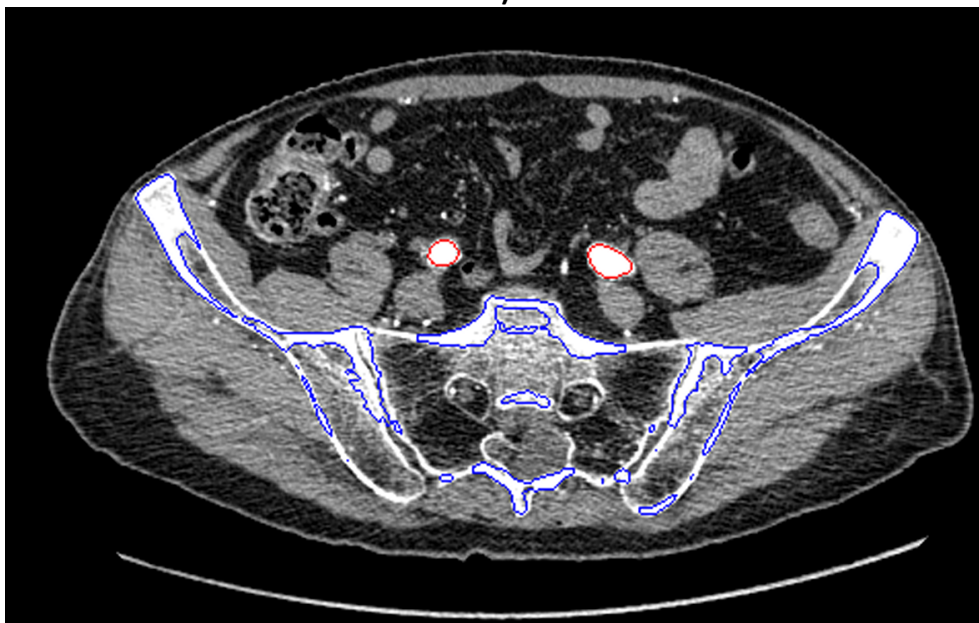
Слика 3.15 Бинарна слика пресека са илијачним артеријама на које је примењен филтер средње вредности (енгл. "median filter")

Преостали региони белих пиксела се на основу повезаности, користећи суседство дефинисано преко 8 веза за црне и беле пикселе, групишу једним пролазом кроз слику и свака група на крају има јединствени бројчани идентификатор. Свим групама које имају различити идентификатор а припадају истој целини, што је утврђено на крају пролаза, се додељује један пар еквивалентности у вектор намењену за ту сврху. У другом пролазу свим пикселима који су еквивалентни тј. припадају истој групи али имају различиту ознаку се додељује ознака најмање вредности из вектора еквивалентности.

Гранични пиксели сваког од региона, контуре, се одређују, користећи Мурова суседства (3.2.3), проналажењем првог пиксела који се граничи са црним. Он се користи као полазни од кога се претражују остали гранични пиксели док се не затвори контура. Формираној контури се додељује јединствени идентификатор исти као и онај који је додељен региону који ограничава. Све контуре се исцртавају на почетној слици, ради приказа кориснику. Као једини корак у интеракцији од корисника се захтева да означи оне контуре које ограничавају регионе илијачних артерија(Слика 3.16).



а)

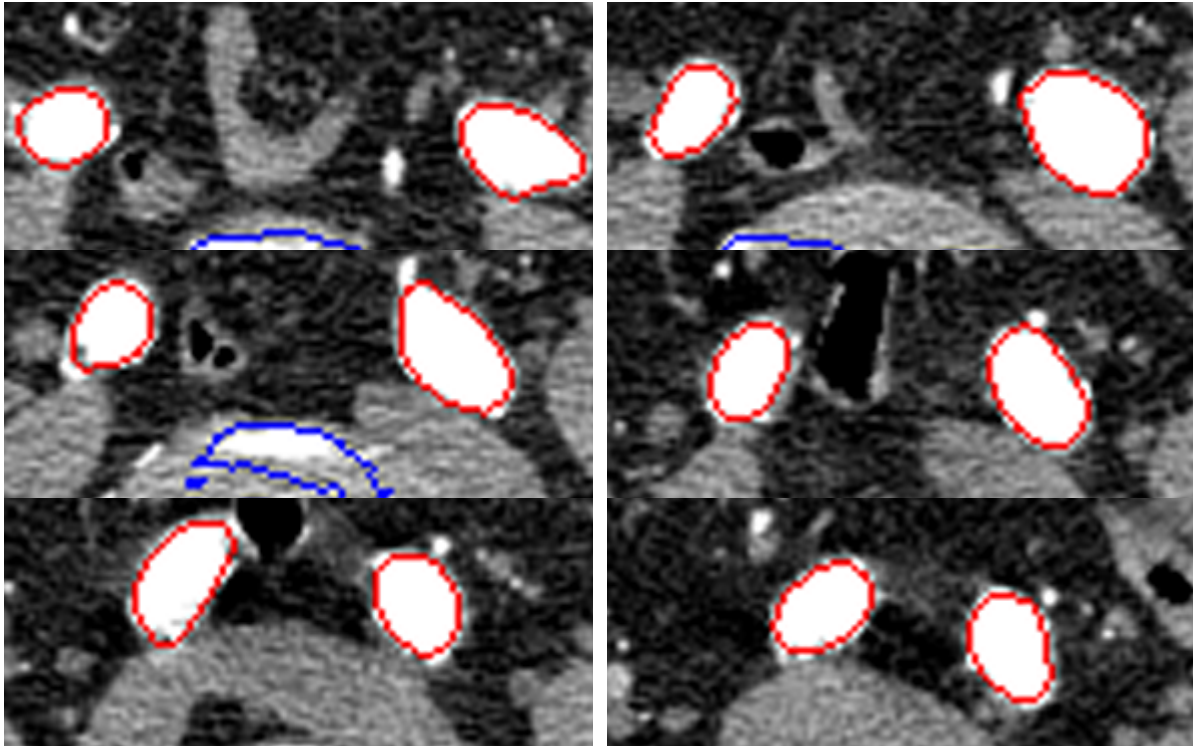


б)

Слика 3.16 Одређивање граничних контура региона. а) Исцртане контуре б) Селектоване контуре илијачних артерија од стране корисника

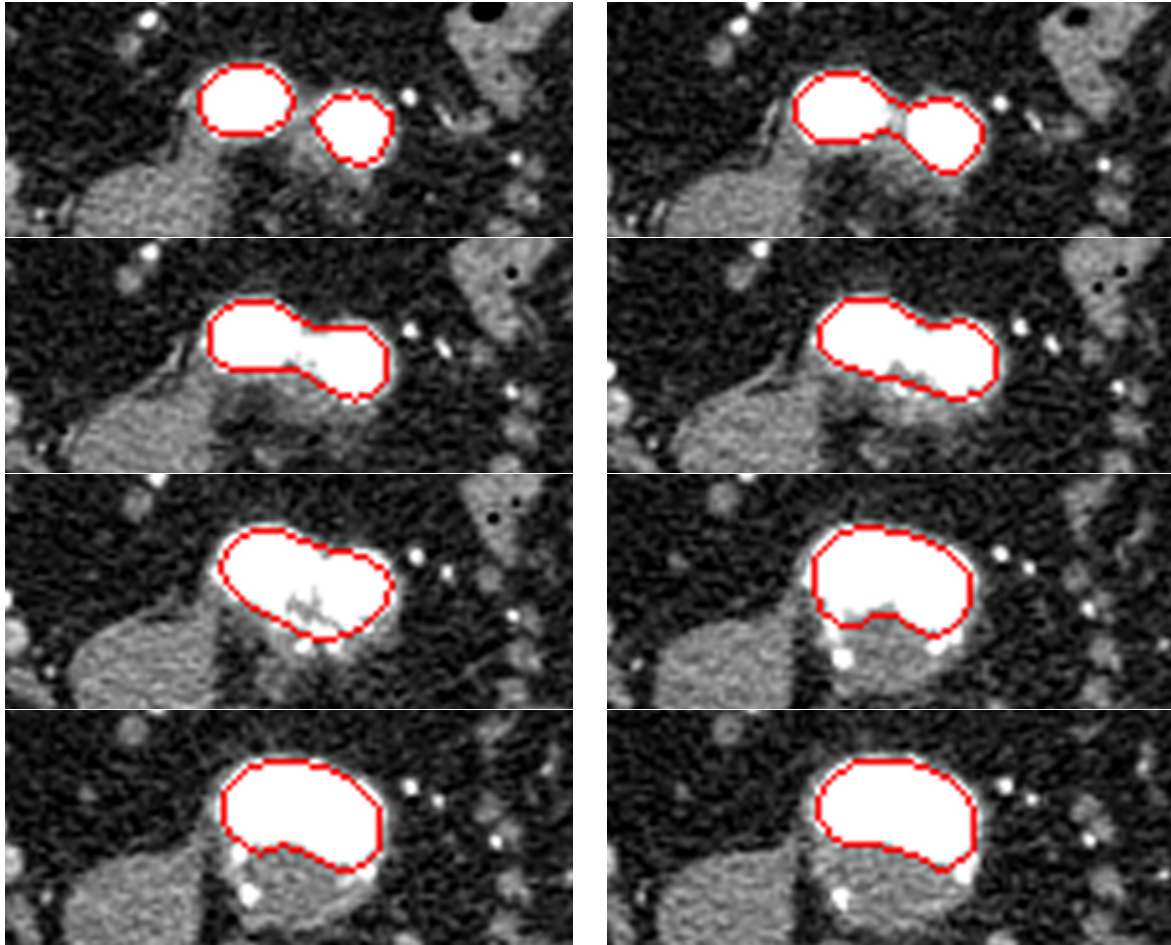
Детекција региона лумена на осталим сликама се врши на аутоматски начин. Алгоритам се креће од почетне позиције код илијачних аорти до слике на врху која је специфицирана као последња за сегментацију. Како би се пронашли региони илијачних артерија и трбушне аорте на преосталим сликама примењује се алгоритам проналажења суседа у три димензије (3.2.2.2). Све слике абдомена спојене заједно представљају запремину сачињену од 3Д елемената тј. воксела. На свакој слици изнад тренутне, приказане, се у равни слике одређују повезани региони као и њихове контуре

(3.2.2.1). Затим се проналазе они региони који су у вези са регионом аорте на приказаној слици посматрајући суседе у 3Д. Након проналажења суседних региона слика изнад постаје тренутна и цео процес се понавља до последње слике. Пронађени регион се означава обележавањем његове контуре црвеном бојом.



Слика 3.17 Аутоматска детекција региона унутрашњег зида аорте на основу почетно обележених контура илијачних артерија

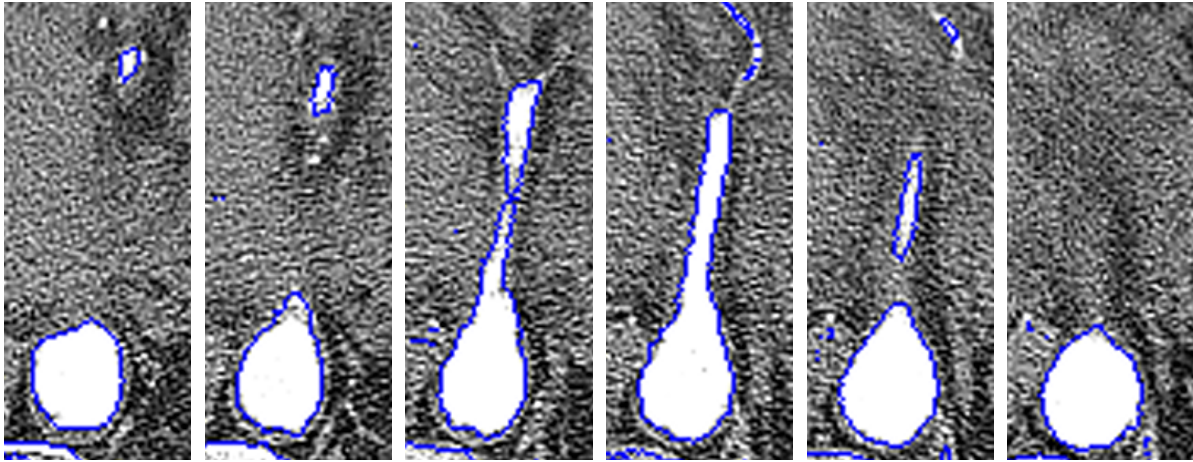
Сваким проналажењем суседних региона на слици изнад тренутне проверава се да ли су различити региони илијачних артерија на тренутној слици у вези са истим регионом на слици изнад. Уколико је тако пронађена је контура на којој се илијачне артерије сједињавају у трбушну аорту тј. пронађена је тачка гранања. На основу тога се идентификује тачка бифуркације и истовремено се прави вектор еквиваленције између региона илијачних и абдоминалне аорте. Од тачке бифуркације само један регион, регион абдоминалне аорте, је суседан одговарајућем региону на тренутној слици.



Слика 3.18 Процес детекције тачке гранања и сједињавања региона илијачних артерија у регион абдоминалне аорте

У изузетним ситуацијама регион лумена аорте, на појединим сликама, је повезан са регионима који не представљају лумен услед чега долази до урачунавања погрешних региона у регион аорте (**Слика 3.19**). Због тога је уведен додатни критеријум провере где се при свакој детекцији суседног региона на слици изнад проверава да ли тај суседни регион у вези са неким од страних региона на сликама испод тј. оних који не представљају регионе илијачних артерија или абдоминалне аорте. У том случају детектовани регион се занемарује. Другим речима регион лумена на тренутној слици се не узима у обзир. Иста процедура се спроводи на осталим сликама док се не дође до групе која више није у вези са страним регионом. Како би се надоместио недостатак пиксела на пресецима где детектован регион аорте није узет у обзир контуре у том опсегу пресека, где је постојао страни регион, се формирају линеарном интерполацијом између последње и прве контуре које су узете у обзир тј. нису у вези са страним регионом у кораку генерисања мреже коначних елемената. С обзиром да постојање

артифаката овог типа није заступљен на више од неколико пресека формирање контура линеарном интерполацијом тј. апроксимацијом у овом домену се не прави велика грешка и добијају се задовољавајући резултати.



Слика 3.19 Скуп пресека где региони аорте су у вези са страним регионима на неколико узастопних пресека

Свака детектована дводимензионална контура унутрашњег зида аорте на истој слици има исту z координату у простору. Све комбиноване заједно дају 3Д репрезентацију лумена аорте у виду серије контура у простору (**Слика 3.20**).



Слика 3.20 3Д репрезентација унутрашњег зида аорте у виду серије контура у простору

3.3. Сегментација спољашњег зида абдоминалне аорте

Сегментација целог домена аорте захтева сегментацију и спољашњег зида, поред унутрашњег, који заједно дефинишу њену геометрију. Квалитет слике у региону који се сегментира у овом кораку није толико добар првенствено јер контраст између спољашњег зида и суседног ткива није довољно изражен као у области лумена јер ткиво које окружује спољну границу има исту оптичку густину као и зид аорте коме је јако близу и наслања се на аорту.

За сегментацију спољашњег зида коришћен је, између осталих, деформабилни модел заснован на левел сет методи која се успешно примењује са зонама малог контакта, захваљујући параметру брзине који се базира на локалној кривини, али његова пропација у окружујуће ткиво се не може зауставити на местима где је зона контакта релативно широка. Неке варијације алгорита су предложене у литератури¹⁹ али ни једно од решења није у стању да реши проблем широког контакта. Овај проблем је још више изражен у три димензије због чега се за сегментацију зида користи дводимензионална левел сет метода на сваком пресеку засебно чиме се добија боља контрола над пропацијом фронта.

3.3.1. Левел сет метода

За издвајање облика од позадине користи се затворена хиперповршина која се не укршта и чија пропација и ширење иде у правцу градијентног поља брзином $F(K)$, где K представља закривљеност хиперповршине. Непознати облици се проналазе присиљавањем фронта да се прилагоди границама објекта. То се постиже рачунањем извода брзине преко података са слике који се користе и као критеријум за заустављање.

Посматрајмо затворену криву правилног облика, $\gamma(0)$, која се креће у Еуклидској равни R^2 и посматрајмо криву $\gamma(t)$ из групе једнопараметарских криви која је настала кретањем $\gamma(0)$ у правцу поља њених нормала брзином $F(K)$ која је скаларна функција њене закривљености K . Нека $x(s, t)$ буде вектор положаја који параметризује $\gamma(t)$ преко параметра s , $0 \leq s \leq S$.

Један од начина да се реши овај проблем је преко лагранжевог приступа на основу кога се дефинишу једначине кретања вектора $x(s, t)$ чијом дискретизацијом се

добијају тачке које леже на фронту који се помера. Њихова позиција у времену се рачуна апроксимацијом просторних извода једначина кретања и њиховим померањем. Овакав приступ изазива неколико проблема²⁰. Први је да и мале грешке бивају доста увећане од стране кривине и прорачуни су изложени нестабилности осим ако се не користи јако мали временски корак. Други је да у случају одсуства термина кривина тј. вискозности, који изглађује криву, јавља се проблем сингуларности фронта који се помера и услов ентропије се мора узети у обзир ради проналажења слабих решења. Трећи је да тополошке промене није лако пратити због раздвајања фронта на више независних делова као и њиховог спајања.

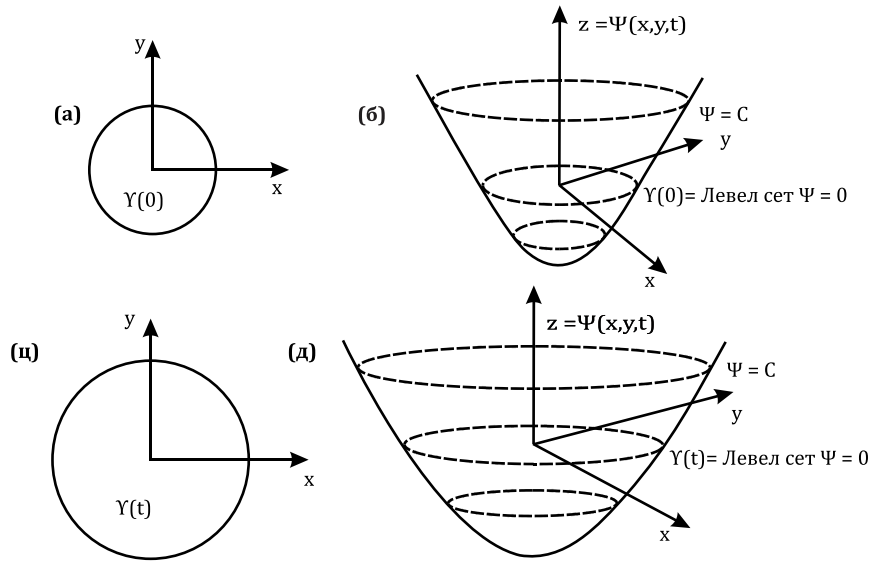
Алтернативно решење је левел сет приступ²¹ где се фронт $\gamma(t)$ посматра као левел сет ($\Psi = 0$) функције више димензије Ψ тј. за неку хиперповршину која се помера $\gamma(t)$, $\gamma(t = 0): [0, \infty) \rightarrow R^n$, циљ је да се добије Ојлерова формулација њеног померања у правцу нормале брзином F , где F може бити функција више аргумената укључујући кривину, нормалу итд. и на тај начин изразила као нулти левел сет функције Ψ више димензије. За функцију $\Psi(x, t = 0)$ где $x \in R^n$ и која је дефинисана

$$\Psi(x, t = 0) = \pm d \quad 3.8$$

где је d дистанца од тачке x до $\gamma(t = 0)$ а знак плус или минус је изабран у зависности да ли тачка лежи изван или унутар хиперповршине $\gamma(t = 0)$ важи да у почетном тренутку $\Psi(x, t = 0) : R^n \rightarrow R$ постоји једнакост

$$\gamma(t = 0) = (x | \Psi(x, t = 0) = 0) \quad 3.9$$

Ако је контура γ у почетном тренутку, $t = 0$, круг у xu равни
(Слика 3.21а)



Слика 3.21 Левел сет формулација једначине померања (а) и (б) приказују криву γ и површину $\Psi(x, \gamma)$ у $t = 0$ и (ц) и (д) приказују криву γ и одговарајућу површину $\Psi(x, y)$ у временском тренутку t .

и нулти левел сет $\{\Psi = 0\}$ на почетној површини $z = \Psi(x, y, t = 0)$ у R^n
(Слика 3.21б) онда контурама које се померају $\gamma(t)$ одговарају левел сет површине дефинисане једним параметром $\{\Psi = 0\}$ (Слика 3.25 ц и д).

Следећи корак је да се дефинише једначина еволуције функције $\Psi(x, t)$ у коју је уграђено померање $\gamma(t)$ као левел сет $\{\Psi = 0\}$ ²² Нека $x(t)$, $t \in [0, \infty)$ буде путања тачке пропагирајућег фронта на коме је $x(t = 0)$ тачка на почетном фронту $\gamma(t = 0)$ и $x_t = F(x(t))$ вектор нормалан на фронт у тачки $x(t)$.

Како еволуирајућа функција Ψ је увек једнака нули на хиперповршини која се креће онда увек важи

$$\Psi(x(t), t) = 0 \tag{3.10}$$

Користећи ланчано правило,

$$\Psi_t + \sum_{i=1}^N \Psi_{x_i} x_i = 0 \quad 3.11$$

где је x_i i та компонента x . Нека је

$$(u_1, u_2, \dots, u_N) = (x_1, x_2, \dots, x_N) \quad 3.12$$

одакле је

$$\sum_{i=1}^N \Psi_{x_i} x_i = (\Psi_1, \Psi_2, \dots, \Psi_N) = (u_1, u_2, \dots, u_N) = F(x(t)) |\nabla \Psi| \quad 3.13$$

На основу чега је једначина еволуције функције Ψ

$$\Psi_t + F |\nabla \Psi| = 0 \quad 3.14$$

са датим почетним вредностима $\Psi(x, t = 0)$. Ова једначина је једначина Хамилтон-Јакоби облика зато што за одређене функције брзине F добијамо стандардну Хамилтон-Јакоби једначину.

Постоје четири главних предности ове Ојлерове Хамилтон-Јакоби формулације. Прва је да еволуирајућа функција $\Psi(x, t)$ увек остаје функције докле год је F глатка функција. Поред тога, левел површина $\{\Psi = 0\}$ и пропагирајућа хиперповршина $\gamma(t)$ могу да мењају топологију, да се раздвајају или спајају као и да формирају оштре углове како функција Ψ еволуира²³

Друга предност се тиче нумеричких апроксимација. Пошто $\Psi(x, t)$ увек остаје функција у процесу еволуције може се користити дискретна мрежа у домену x и њене апроксимације преко коначних разлика за просторне и временске изводе. Ако узмемо као пример униформну мрежу са проредом h , чворовима мреже ij и стандардном нотацијом где је Ψ_{ij}^n апроксимација решења $\Psi(ih, jh, n\Delta t)$ и Δt је временски корак можемо написати

$$\frac{\Psi_{ij}^n - \Psi_{ij}^{n-1}}{\Delta t} + (F)(\nabla_{ij} \Psi_{ij}^n) = 0 \quad 3.15$$

Овде су коришћене напредне разлике у времену при чему је $\nabla_{ij} \Psi_{ij}^n$ одговарајући оператор коначних разлика просторних извода.

Тачне апроксимације просторних извода се постижу помоћу одговарајућих услова ентропије пропагирајућих фронтова²⁴. Ако посматрамо периодичну косинус функцију која напредује у свом нормалном правцу са брзином $F = 1 - \varepsilon K$, где је K кривина²⁰, за вредности $\varepsilon > 0$ фронт остаје гладак све време док за $\varepsilon = 0$, аналитичко решење одговара фронту који пролази кроз себе и даје решење у облику ластиног репа. Како би пропагирајући фронт одговарао границама региона који се шири користи се услов ентропије тј. ако се граница посматра као пламен који се шири онда се свака тачка која је изгорела остаје таква. Овај услов ентропије одговара фронту са ограничавајућим решењем за глатки случај када $\varepsilon \rightarrow 0$.

За постизање задовољавајуће апроксимације ентропије оператора коначних разлика, користи се технологија хиперболичних закона конзервације²³. Модификованом Енквист-Ошер шемом²⁵ за дату функцију брзине $F(K)$ нова позиција фронта се разлагањем $F(K)$ у константан компоненту провођења F_0 и остатак $F_1(K)$

$$F(K) = F_0 + F_1(K) \quad 3.16$$

Преносна компонента функције брзине F_0 се апроксимира преко “upwind” шеме, док остатак централним разликама. За 1Д случај важи

$$\phi_i^{n+1} = \phi_i^n - \Delta t \left[\left\{ \left(\max(D_i^- \phi, 0) \right)^2 + \left(\min(D_i^+ \phi, 0) \right)^2 \right\}^{\frac{1}{2}} - F_1(K) \nabla \phi_i^n \right] \quad 3.17$$

Проширење у више димензија се врши по истом принципу²⁶.

Трећа предност формулације је да унутрашња геометријска својства фронта се могу лако одредити преко левел сет функције Ψ . У било којој тачки фронта вектор нормале је дат преко:

$$\vec{n} = \nabla \Psi \quad 3.18$$

Кривина се добија преко дивергенције градијента вектора нормалне фронта,

$$K = \nabla \cdot \frac{\nabla \Psi}{|\nabla \Psi|} = \frac{\Psi_{xx} \Psi_y^2 - 2\Psi_x \Psi_y \Psi_{xy} + \Psi_{yy} \Psi_x^2}{(\Psi_x^2 + \Psi_y^2)^{\frac{3}{2}}} \quad 3.19$$

На крају, четврта предност левел сет методе је да њена имплементација у три димензије се постиже једноставним проширењем векторских величина и градијената.

3.3.1.1. Детекција облика пропагацијом фронта

Фронт представља границу облика који се развија који је потребно зауставити у непосредној близини граница објеката на слици које је потребно сегментирати. Ово је аналогно силама које гурају модел активне контуре ка жељеном облику²⁷. Коначни облик је дефинисан конфигурацијом у тренутку када све тачке на фронту престану да се крећу чиме се даљи прорачун завршава. Због тога је битно да се дефинише функција брзине на основу података са слике које је могуће искористити као критеријум заустављања фронта који се креће. Функција брзине F се састоји из компоненте привлачности F_A која је независна од геометрије фронта који се креће. Фронт се униформно проширује или скупља брзином F_A , у зависности од њеног знака и аналогна је сили ширења²⁸ и компоненте F_G која зависи од геометријских карактеристика фронта, као што је његова локална закривљеност. Овај дифузиони члан исправља високо закривљене регионе фронта и има исти регулациони ефекат на фронт као и унутрашња деформациона енергија код сплајнова танкозидне мембране²⁷.

Декомпозицијом утицаја F у једначини 3.14 добија се

$$\Psi + F_A |\nabla \Psi| + F_G |\nabla \Psi| = 0 \quad 3.20$$

Ако посматрамо случај када се фронт помера константном брзином, тј. $F_G = 0 \Rightarrow F = F_A$ онда се може дефинисати F_i као

$$F_i(x, y) = \frac{-F_A}{(M_1 - M_2)} \{|\nabla G_\sigma \cdot I(x, y)| - M_2\} \quad 3.21$$

Где су M_1 и M_2 максималне и минималне вредности градијента $|\nabla G_\sigma \cdot I(x, y)|$, $(x, y) \in \Omega$. Израз $G_\sigma \cdot I$ означава слику на којој је примењен Гаусов филтер пригушивања карактеристичне ширине σ . Алтернативно, може се користити слика нултих прелаза како би се дошло до функције негативне брзине. Слика нултог прелаза се може добити њиховим рачунањем на основу функцији $\nabla^2 G_\sigma \cdot I$ која

представља оригиналну слику на коју је примењен Гаусов филтер карактеристичне ширине σ . Вредност F_I , лежи у опсегу $[-F_A, 0]$ док градијент слике варира између M_1 и M_2 . Када $|\nabla G_\sigma \cdot I(x, y)|$ има вредности блиске максимуму M_1 , које су присутне на границама објекта, брзина кретања фронта постепено опада ка нули како им се приближава и на крају се зауставља.

Ако $F_G \neq 0$ није могуће извести брзину на основу слике због које би брзина фронта тежила нули у близини жељеног облика. Због тога се врши множење функције брзине $F = F_A + F_G$ величином k_i која је дефинисана као

$$k_i(x, y) = \frac{I}{1 + |\nabla G_\sigma \cdot I(x, y)|} \quad 3.22$$

а има вредности које теже нули у областима слике са високим градијентом и вредност 1 у подручјима релативно малих промена интензитета.

Када је потребно да функција брзине тежи нули брже него што је дефинисано реципрочном функцијом користи се израз:

$$k_i(x, y) = e^{-k_i(x, y)} = \frac{I}{1 + |\nabla G_\sigma \cdot I(x, y)|} \quad 3.23$$

Још бољи критеријуми заустављања се могу добити користећи филтере зависне од положаја²⁹.

3.3.1.2. Проширење домена функције брзине

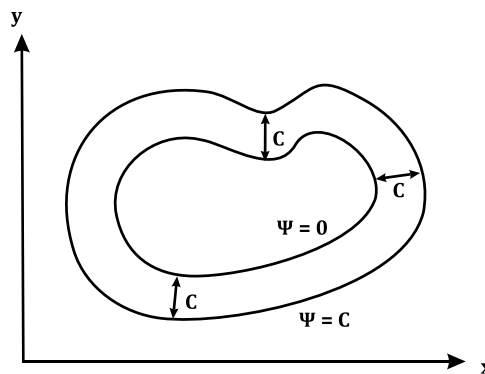
Брзина која зависи од услова слике важи само на граници $\gamma(t)$ тј. на левел сету $\{\Psi = 0\}$. То је зато што је проблем формулисан тако да примора левел сет $\{\Psi = 0\}$ приликом кретања да се заустави на ивици објекта. Међутим, једначина кретања левел сета се односи на функцију Ψ која је дефинисана у целом домену. Због тога је неопходно да једначина кретања има дефинисано физичко значење за све леве сетове тј. у свакој тачки $(x, y) \in \Omega$. Функција брзине F_t не зависи од геометрије Ψ него од конфигурације левел сета $\{\Psi = 0\}$ у равни слике. Због тога је неопходно дефинисати проширену функцију брзине која зависи од слике \hat{F}_I и која је глобално дефинисана. Она представља проширење F_t левел сета $\{\Psi = 0\}$ јер проширује значење F_t и на остале левел сетове.²⁶ Треба узети у обзир да левел сет $\{\Psi = 0\}$ лежи у равни слике и због тога \hat{F}_I мора бити иста као и F_I на $\{\Psi = 0\}$. Исто се односи и на

коэффициент k_i . На основу овако дефинисане проширене брзине једначина кретања за случај $F = F_A$ и $F = F_A + F_G$ је дата изразима (3.24) и (3.25) респективно.

$$\Psi_t + (F_A + \widehat{F}_I)|\nabla\Psi| = 0 \quad 3.24$$

$$\Psi_t + \widehat{k}_I(F_A + F_G)|\nabla\Psi| = 0 \quad 3.25$$

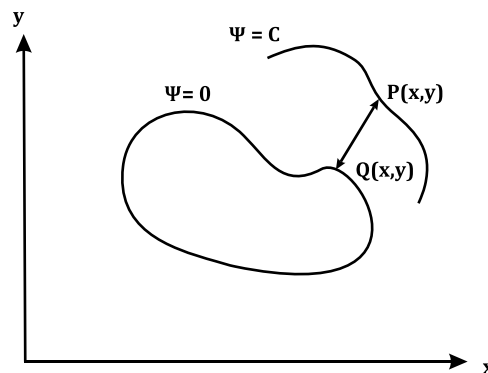
Ако се левел сет криве крећу сталном брзином, тј. $F_G = 0$, тада у сваком временском тренутку t , типичан левел сет $\{\Psi = C\}$, $\{C \in R\}$ је на удаљености C од левел сета $\{\Psi = 0\}$ (Слика 3.22). Израз представља другу верзију Хајгенсовог принципа који, са аспекта позиције геометрије фронта који се креће јединичном брзином, у датом тренутку t треба да садржи само скуп тачака који се налази на удаљености t од почетне позиције фронта. Са друге стране, за $F_G \neq 0$, левел сетови се неће налазити на константној удаљености. Због тога постоји неколико начина да се прошири функцију брзине у околним левел сетовима.



Слика 3.22 Формирање фронта преко Хајгенсовог принципа

3.3.1.3. Глобално проширење

Први приступ се заснива на претпоставци да спољна функција брзине (која зависи од слике) је таква да левел сетови који се креће према њој не могу да се скупе у једној тачки. Проширена верзија такве брзине, која зависи од слике, се може конструисати узимајући да вредност $\hat{F}_I(\hat{k}_I)$ у тачки P која лежи на левел сету $\{\Psi = C\}$ има исту вредност $\hat{F}_I(\hat{k}_I)$ као и тачка Q која лежи на левел сету $\{\Psi = 0\}$ и која јој је најближа (Слика 3.23). $\hat{F}_I(\hat{k}_I)$ се своди на $F_I(k_I)$ на $\{\Psi = 0\}$. Постављањем вредности левел сет функције на мрежи вршимо његово померање без његовог директног конструисања.



Слика 3.23 Проширење примене брзине зависне од слике на остале левел сетове

Алгоритам се састоји из следећих корака:

- Израчунати проширену функцију брзине на основу слике у свакој тачки мреже $(i\Delta x, j\Delta y)$, где су Δx и Δy величине прореда у свим просторним правцима у складу са поступком описаном у претходном одељку, тј. тражењем тачке Q која се налази на левел сету $\{\Psi = 0\}$ и најближа је тачки $(i\Delta x, j\Delta y)$. Вредност брзине у тренутној тачки је иста као и вредност у тачки Q .
- Преко вредности проширене функције брзине \hat{k}_i^n и $\Psi_{i,j}^n$ израчунати $\Psi_{i,j}^{n+1}$ користећи “upwind” шему коначних разлика.²⁶
- Конструисати апроксимацију левел сета $\{\Psi = 0\}$ преко $\Psi_{i,j}^{n+1}$ неопходну за приказивање тренутног положаја фронта у равни слике. Дискретна (енгл. “Piecewise”) линеарна апроксимацијом фронта $\gamma(t)$ се формира на слећи начин. За дату ћелију $C(i, j)$ ако је испуњен услов

$$\max(\Psi_{i,j}, \Psi_{i+1,j}, \Psi_{i,j+1}, \Psi_{i+1,j+1}) < 0 \vee \min(\Psi_{i,j}, \Psi_{i+1,j}, \Psi_{i,j+1}, \Psi_{i+1,j+1}) > 0$$

онда $C(i, j) \notin \gamma(t)$ и игнорише се у супротном почетне и крајње тачке где је $\{\Psi = 0\}$ се налазе линеарном интерполацијом. Ово пружа два чвора на $\gamma(t)$ тј. један сегмент линије које формирају апроксимацију $\gamma(t)$. Скуп свих сегмената формирају апроксимацију левел сета $\{\Psi = 0\}$, који се користи за рачунање нове вредности брзине на основу слике у следећем кораку.

- Заменити n са $n + 1$ и вратити се на корак 1.

3.3.1.4. Глобално проширење са поновни покретањем

Претходни приступ може довести до брзине која није континуална на локацијама удаљеним од нултог левел сета, јер функција растојања није диференцијабилна. Једно решење је да се поновно покрене левел сет функција након, унапред, дефинисаног броја корака како би левел сетови били равномерно распоређени око фронта. Једноставан начин да се ово постигне је да се израчуна удаљеност сваке тачке мреже од нултог левел сета. Међутим, ово је $O(N^3)$ операција ако се претпостави да постоји N тачака у свакој координатном правцу, плус приближно $O(N)$ тачака на интерфејсу. Алтернатива ове реконструкције се заснива на Мореловој идеји³⁰ код које је потрено да се прође кроз левел сет функцију у одређеном тренутку према једначини:

$$\Psi_{k+1} = \Psi_k + S(\Psi)(1 - |\nabla\Psi|) \quad 3.26$$

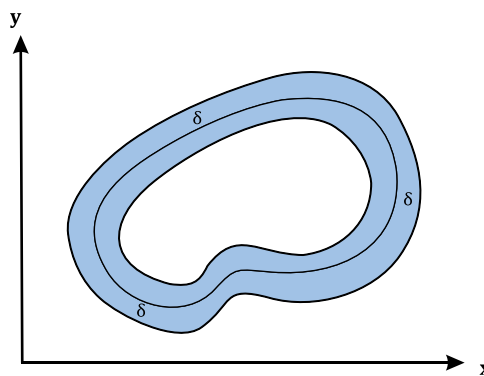
Која се у граничном случају, када $k \rightarrow \infty$, своди на функцију растојања са извесном грешком услед премештања оригиналног левел сета.³¹

Најзахтевнији корак у било ком од ових алгоритама је израчунавање проширене брзине према слици јер за сваку тачку мреже треба наћи најближу која лежи на левел сету $\{\Psi = 0\}$. За случај $F_G = 0$, је потребно задовољити услов стабилност директне методе за решавање левел сета $\Delta t = O(\Delta x)$ док за целу једначину је $\Delta t = O(\Delta x^2)$ због чега је евентуално неопходно користити врло мале кораке код густих мрежа. Ова два захтева, појединачно и заједно могу да узрокују да прорачун буде јако спор. У случају поновног покретања, реиницијализације, помоћу итеративне формуле, решавање може да буде још захтевније.

3.3.1.5. Глобално проширење са поновни покретањем суженог региона

Ради побољшања ефикасности нова позиција фронта се може одређивати рачунањем левел сет функције на основу малог броја тачака у непосредној близини уместо користећи све тачке на мрежи(Слика 3.24). Сужени регион је ограничен са два леве сета $\Psi = \pm \frac{\delta}{2}$ на удаљености δ . Вредност δ одређује број тачака координатне мреже које се налазе у суженом региону. Током прорачуна у неком временском тренутку, вредности Ψ_{ij} у тачкама које су ван суженог региона неће бити ажуриране и оне остају стационарне.

Нулти левел сет који лежи унутар се креће док се не судари са границама суженог региона. Са којом границом зависи од тога да ли се помера ка унутра или споља. У сваком случају немогуће је да изађе из граница суженог региона.



Слика 3.24 Сужени регион ширине δ око левел сета $\{\Psi = 0\}$

Као последица овог приступа ажурирања, фронт се може померати у максималној удаљеност од $\frac{\delta}{2}$ ка унутра или споља, након чега је неопходно поново направити нови сужени регион. Почетна вредност функције левел сета Ψ се поставља посматрајући тренутни нулти левел сет као почетну криву $\delta(0)$. Поновно покретање са мањим последицама се може извршити третирајући спољне и унутрашње тачке суженог региона као носиоце знака. Неопходно је и да поновно покретање функције узме у обзир и случај када $\{\Psi = 0\}$ мења топологију. Ова приступ ће вратити значење функције исправљањем нетачности на основу резултата насталих услед алгорита ажурирања.

Када је нова Ψ функција дефинисана на мрежи, може се креирати нови сужени регион, око нултог левел сета преко других скупова, које је у неколико, l , итерација у времену могуће померати за растојање $\frac{\delta}{2}$.

Вредност l је једнак броју корака неопходних за померање фронта за растојање отприлике једнако $\frac{\delta}{2}$ и утврђена је експериментално.

Убрзани алгоритам за детекцију облика се састоји од следећих корака:

- Поставити број итерација m на 0 и прећи на други корак.
- У свакој тачки мреже (i, j) која се налази унутар суженог региона израчунати вредност проширене брзине слике \hat{k}_i .
- На основу претходно израчунате вредности брзине слике $(\hat{k}_i^m)_{i,j}$ и $\Psi_{i,j}^m$ израчунати $\Psi_{i,j}^{m+1}$ користећи "upwind" шему коначних разлика²⁶.
- Формирати полигоналну апроксимацију левел сета $\{\Psi = 0\}$ користећи $\Psi_{i,j}^{m+1}$ за коју се користе методе праћења контуре.
- За ћелију (i, j) која садржи $\gamma(t)$, претражити контуру скенирањем суседних ћелија док се не пронађе следећа ћелија која садржи $\gamma(t)$. Када је пронађена, процес се понавља док се не затвори контура. Скуп чворова кроз које се прошло у току процеса претраживања представља полигоналну апроксимацију $\gamma(t)$. Генерално гледано, да би се прикупиле све затворене контуре, процедура се започиње изнова код ћелија које нису већ посећене а које садрже левел сет $\{\Psi = 0\}$. Полигонална апроксимација је неопходна у другом кораку за одређивање вредности брзине на основу слике а пре свега за поновно покретање функције у шестом кораку.
- Повећати m за један. Ако је m једнако l иде се на шести корак у супротном на други.
- Израчунати означену функцију Ψ сматрајући полигоналну апроксимацију функције $\{\Psi = 0\}$ као почетну контуру $\gamma(0)$. Као што је већ поменуто уопштенија метода за поновно покретање је неопходна када $\{\Psi = 0\}$ мења топологију. Након овог иде се на први корак.

Код овог приступа, пошто се ажурира Ψ само код тачака суженог региона одређивање граничних услова граничних тачака је веома битно. Због релативно једноставне брзине кретања, слободни гранични услови су прихватљиви, међутим, у примени код сложенијих проблема, као што су раст кристала или ширење пламена, прецизна спецификација граничних услова је неопходна.³²

3.3.1.6. Једноставно проширење методе суженог региона

Метода суженог региона, поред тога што је ефикасна са аспекта компјутерских захтевности, омогућава да се користи оригинални облик проширене функције брзине и замени математички прихватљивијом верзијом. Пошто механизам суженог регион периодично изнова формира фронт може се, у ствари, на једноставан начин померати сваки левел сет брзином која се одређује на основу градијента слике према једначинама (3.22) и (3.23). Другим речима, за тачке унутар суженог региона, вредности спољних брзина се рачунају директно на основу њихових локација на слици. На тај начин се може занемарити претходна дефиниција проширења брзине и користи чисто геометријска на основу локалних градијената слике. Иако то може довести до заустављања многих левел сетова поновно формирање суженог региона их враћа у стање суседних нултих левел сетова. То ће осигурати да се нулти левел сетови исцртају близу границе објекта као и да се задрже друга пожељна својства левел сет приступа, као што су тополошко обједињавање и раздвајање. Такође, с обзиром да захтевнији прорачун не укључује никакве претраге, временска сложеност овог приступа је исти као и основни алгоритам суженог региона.

3.3.3. Сегментација спољашњег зида аорте

Сегментација спољашње границе аорте се аутоматски извршава на свим сликама на којима је присутна контура лумена и које се налазе у опсегу слика дефинисаном од стране корисника. Код илијачних артерија где су на слици присутне две контуре лумена врши се истовремена детекција спољње границе обе гране. Завршетком детекције на приказаној слици прелази се на следећу све до последње на којој је присутна детектована контура лумена. Редослед којим се врши детекција спољњег зида је супротан оном који се користио приликом детекције унутрашњег зида тј. детекција креће од последње слике на коме је детектован лумен и завршава код прве.

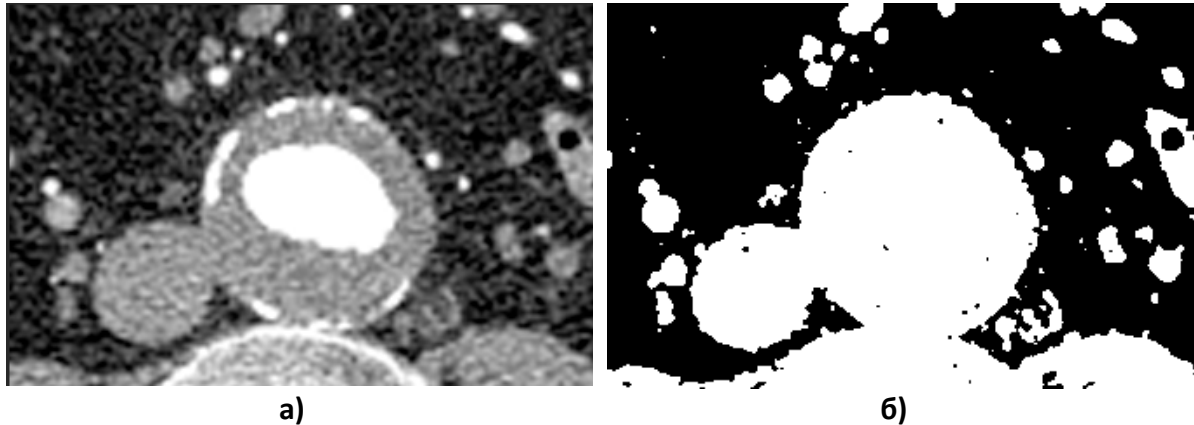
Чист градијент слике и ако може да издвоји, у извесној мери, границе спољног зида не може да реши проблем велики спојева са околним ткивом због чега није од користи као улазни податак деформабилном моделу. Поред тога високе вредности градијента би се јавиле и у околини унутрашње границе аорте због где је присутан висок контраст. То би узроковало постојање унутрашње границе која би представљала препреку деформабилном моделу чија би се пропагација завршила у овом региону без могућности да се изврши детекција спољње границе.

Пиксели региона ИЛТ-а у односу на пикселе региона лумена, који окружују и који представљају препреку, имају ниже вредности. Одабиром адекватних вредности бинарног прага на основу вредности пиксела оба региона узроковало би њихово обједињавање чиме би се отклониле препрека напредовању фронта. Са друге стране бинарним прагом зоне великог контакта се не могу заобићи и бивају погоршане елиминацијом ситних региона које побољшавају разграничавање.

Поменути проблеми су превазиђени претпроцесирањем слика методама базираним на предзнањима о овом домену како би се реконструисале недостајуће ивице и на тај начин елиминисало или умањило присуство великих отвора. Претпроцесирање започиње од последње слике на којој је извршена детекција унутрашњег зида и наставља се ка преосталим сликама прве слике на којој је започета детекција унутрашње границе или која је дефинисана као почетна од стране корисника.

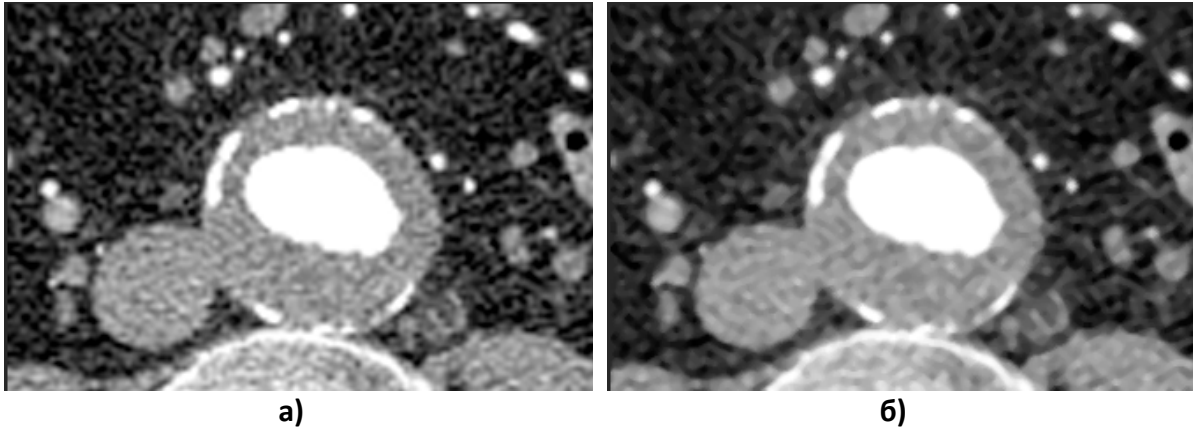
Зид у сваком делу аорте има извесну дебљину из чијег се региона узимају вредности пиксела у неколико слојева за одређивање прага на основу кога се врши

превођење слике у бинарни облик. око детектованог лумена. Праг се рачуна аутоматски по већ описаној процедури (3.2.1.1) на основу одабраних пиксела из региона ИЛТ и сегментираниог лумена. Позадина је представљена белом бојом (Слика 3.25). Овим кораком се постигло да слабе ивице, које боље разграничавају регионе од значаја а које су сличних вредности као и пиксели ИЛТ-а, не буду изостављене у великој мери.



Слика 3.25 Примена бинарног прага на основу вредности пиксела из региона ИЛТ и детектованог лумена

Региони ивица објеката на сликама се одликују великом променом интензитета пиксела. Њихова репрезентација у виду извода додатно појачава граничне регионе пошто велика промена у градијентима је присутна у областима великих промена интензитета слике. Другим речима ивице објеката на слици се јављају у оним регионима чији је градијент већи у односу на градијенте суседних региона због чега је у следећем кораку рачунат градијент слике ради детекције спољног зида и појачавања слабих ивица које су изгубљене у претходном кораку. Градијенти се рачунају на слици над којом је примењен медијан филтер са кернелом величине 3 како би се умањили шумови у области ИЛТ-а а при томе задржале границе на објектима. На овај начин су елиминисане велике разлике у градијентима у региону.



Слика 3.26 Примена медиан филтера ради елиминисања шума у области тромба

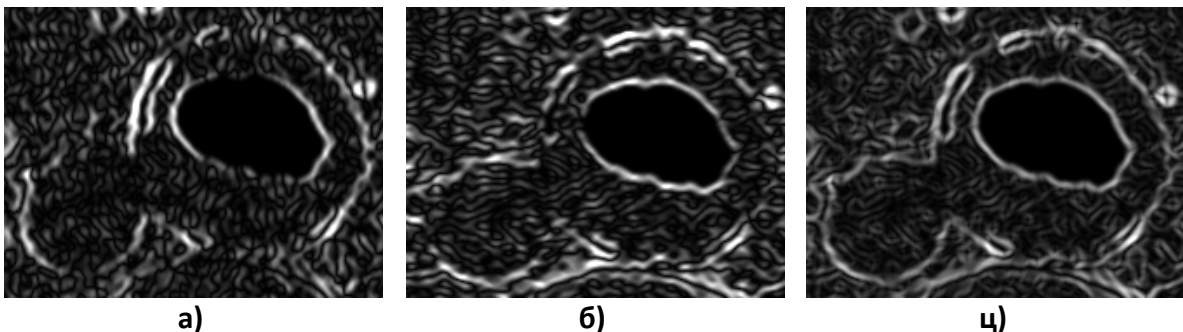
Собелов оператор који представља дискретни диференцијални оператор за израчунавање апроксимације градијента функције интензитета слике је употребљен за његово рачунање у хоризонталном и вертикалном правцу конволуцијом слике I кернелима G_x (3.27) и G_y (3.28) величине 3.

$$G_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & +1 \\ -2 & 0 & +2 \\ -1 & 0 & +1 \end{bmatrix} * I \quad 3.27$$

$$G_y = \begin{bmatrix} -1 & 0 & +1 \\ -2 & 0 & +2 \\ -1 & 0 & +1 \end{bmatrix} * I \quad 3.28$$

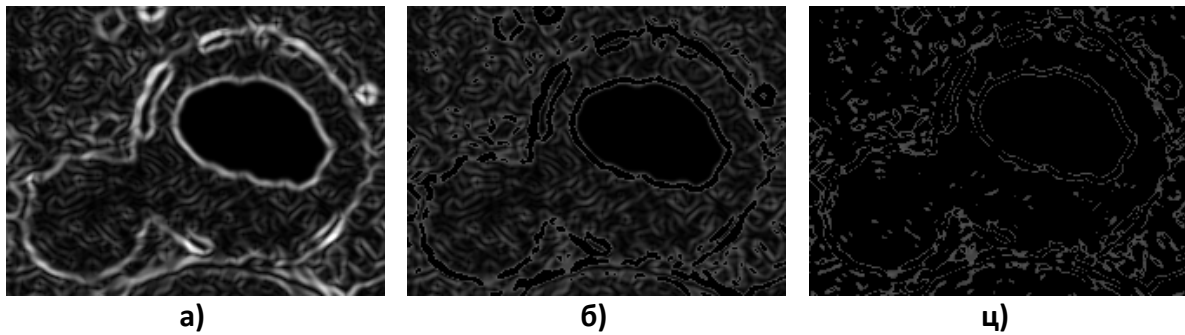
Апроксимација укупног градијента у свакој тачки на слици је рачунат преко једначине (3.29).

$$G = |G_x| + |G_y| \quad 3.29$$



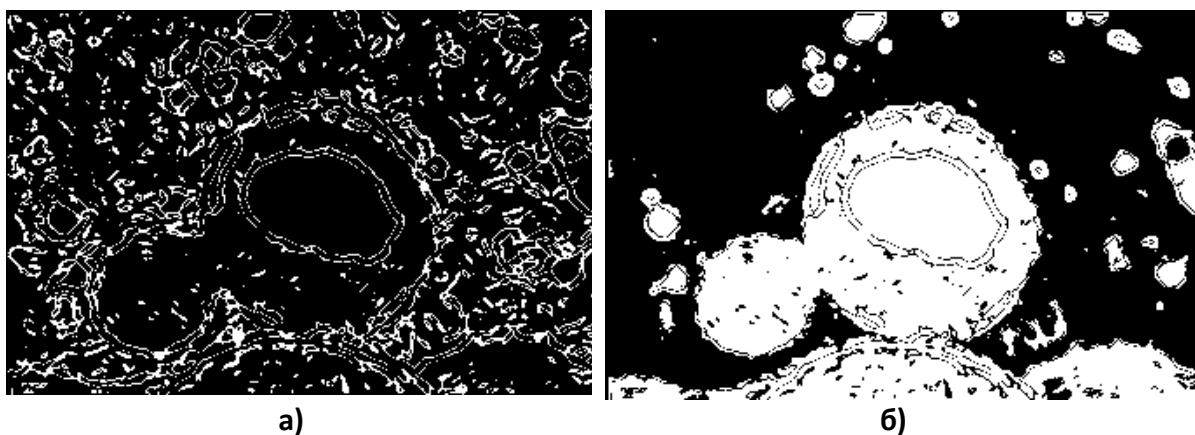
Слика 3.27 Укупан градијент слике (ц) добијен комбинацијом хоризонталних (а) и вертикалних (б) градијената користећи Собелове операторе.

На градијент слике се примењују две вредности прага. Средња вредност узета из региона у околини детектованог лумена, по описаној процедури, као виша и средња вредност унутар лумена као нижа вредност. Свим пиксели са вредностима већим од вишег прага се третирају као позадина тј. додељује им се црна боја. Преостали пиксели задржавају изворну вредност. На овај начин се смањује присуство границе лумена и тиме олакшава њено отклањање у наредним корацима. Са друге стране пикселима са вредностима мањим од доњег прага се додељује вредност позадине а преосталим пикселима се не мења вредност. Тиме се отклањају шумови из региона ИЛТ-а и остају пиксели са вредностима блиским регионима спољне границе којима се повећава присуство слабо видљивих ивица.



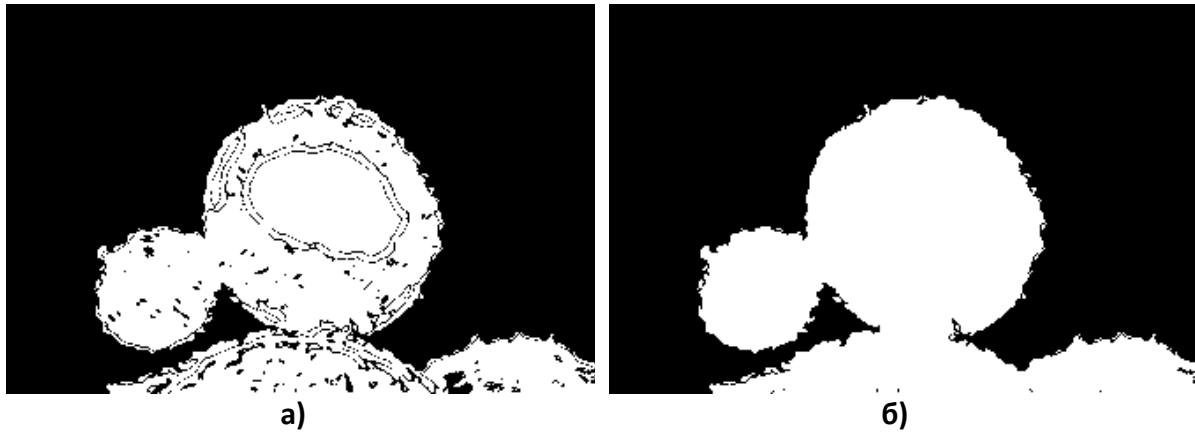
Слика 3.28 Слика градијената (а) након примене вишег (б) и нижег (ц) прага

Добијена слика се преводи у бинарну где су белом бојом представљени региони слабих ивица на чијим локацијама се уклањају сви предњи пиксели на почетне слике (Слика 3.25) чиме се добија Слика 3.29б.



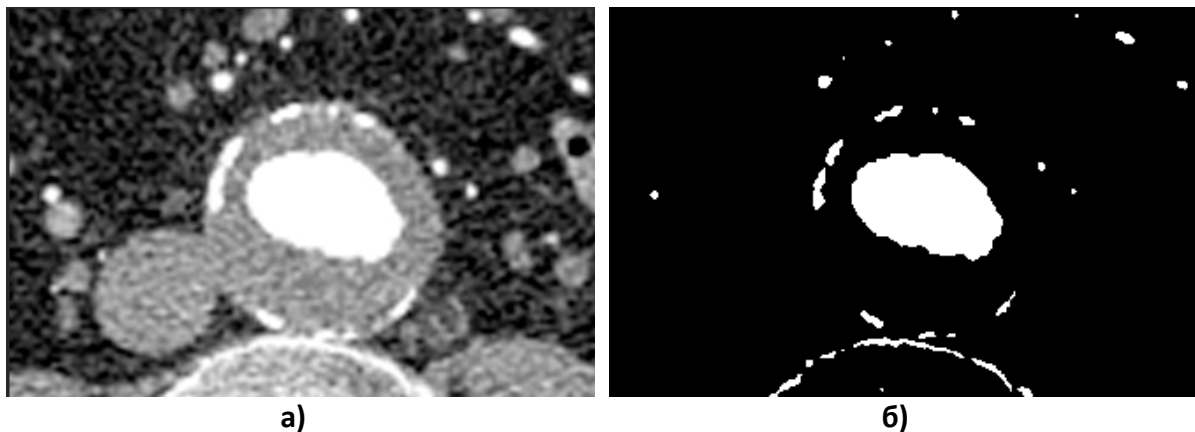
Слика 3.29 Превођење слике слабих региона у бинарну а) и додавање на почетну слику б)

Даље се отклањају сви они региони који нису повезани са регионом лумена који је детектован у претходном кораку (Слика 3.30 а). На таквој слици се отклањају сви региони црне боје који су мањи од преосталог региона белих пиксела (Слика 3.30 б).



Слика 3.30 Отклањање региона који се не поклапају са луменом а) и отклањање шума у преосталом региону б)

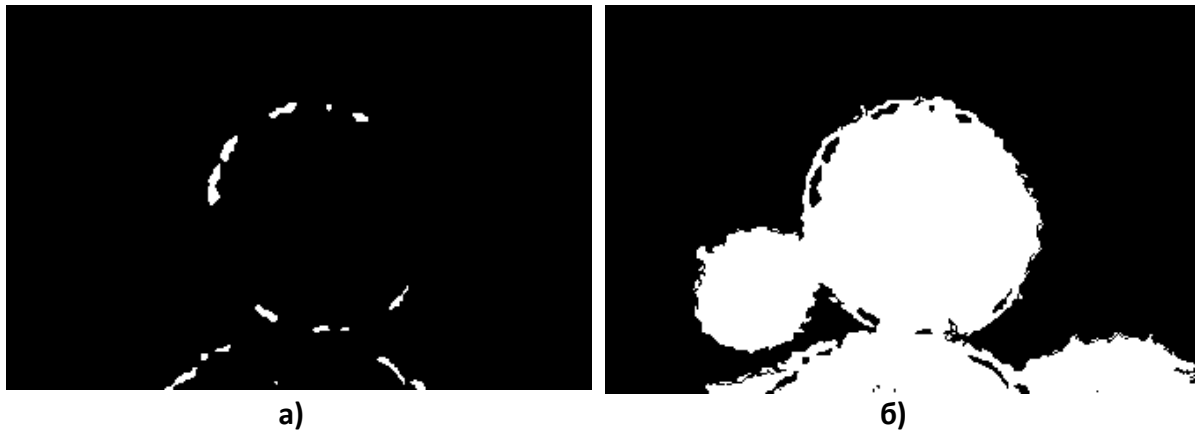
За детектовање спољне границе узимају се у обзир и сазнања која користе стручњаци када спољна граница аорте није ни мало препознатљива. Врло често се на местима који су јако близу спољне границе, у зиду аорте, јављају калцификовани плакови који се лако разлику од суседног ткива на сликама које су добијене MSCT скенерима због високог контраста (Слика 3.31).



Слика 3.31 Примена прага високих вредности за издвајање плакова на слици.

Региони отвора се могу умањити њиховим укључивањем ради бољег препознавања граница. На бинарној слици насталој применом прага високих вредности, већих од прага коришћеног за препознавање унутрашње границе, плакови се лако препознају у региону аорте који је издвојен у претходном кораку (Слика 3.30б). У питању су структуре мале и средње величине са високим вредностима пиксела.

Пикселима на позицији плакова у региону аорте се додељује вредност позадине чиме се додатно умањују велики отвори (**Слика 3.32б**).



Слика 3.32 Укључивање плакова у регион аорте

У регионима где је видљива граница њихово узимање у обзир нема никаквог ефекта као ни када су у питању граничне структуре које не представљају плакове али зато могу да умање присуство средњих и мањих отвора у областима где су присутни.

У корацима који су описани добијен је регион аорте са смањеним великим отворима на спољној граници али они ипак нису довољни да се рупе, поготову оне велике, у потпуности елиминишу са слике. Региони великих рупа ће се појавити као додатни регион поред аорте који представља суседно ткиво и које је неопходно отклонити. У ту сврху се користе претпоставке и сазнања о облику аорте. У већини случајева аорта је конвексног облика и зоне великих рупа узрокују да регион аорте након постпроцесирања има конкаван облик. Укупан облик региона се може посматрати као скуп конкавних које је потребно раздвојити и међу којима је и сама аорта. Следећи корак у обради слике, због тога, се заснива на коришћењу Вотершед (енгл. "Watershed") алгоритма како би се извршило раздвајање конвексних региона³³. Квалитет резултата алгоритам у великој мери зависи од маркера којима се дефинише који су региони на слици долине које треба спојити а које су позадина. Различитим маркерима се означавају групе региона за које је сигурно да су објекти од интереса, позадина као и региони за које није сигурно којој групи припадају. На основу ових ознака алгоритам формира границе објеката.

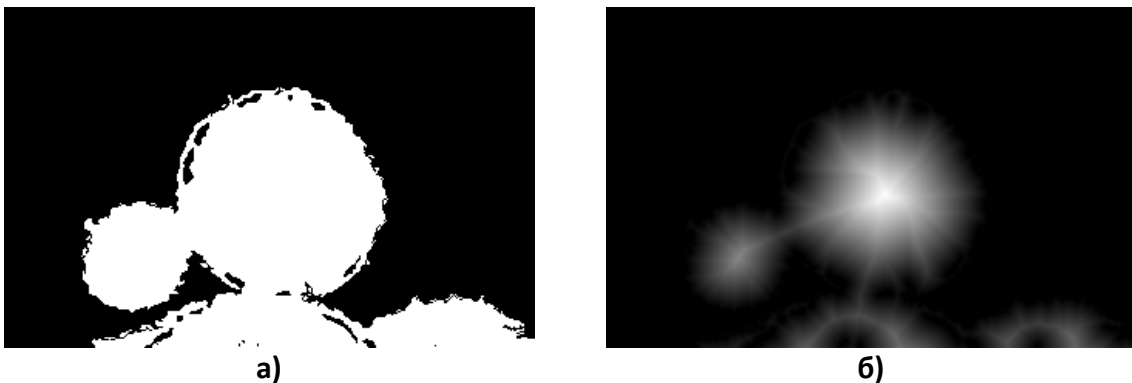
Аутоматизација у означавању региона пре примене алгоритма слива захтева још један циклус претпроцесирања слике (**Слика 3.32**). Прво се одређује регион за који је

сигурно да је позадина применом морфолошког филтера дилатације са кернелом 3×3 којим се тренутни регион шири ка околини којим се попуњавају мали региони позадине белим пикселима. На резултујућој слици се сви црни пиксели означавају као регион који је сигурно позадина.



Слика 3.33 Примена морфолошког филтера дилатације б) ради проналажења пиксела позадине

Како би се раздвојили региони и пронашли пиксели који су сигурно делови региона које раздвајамо прво се примењује трансформација дистанци где се на бинарној слици вредност сваког белог пиксела замењује вредношћу удаљености до најближег пиксела позадине. Ради приказа слике врши се нормализација њених вредности у опсегу од 0 до 1 (**Слика 3.34**).



Слика 3.34 Примена трансформација дистанци којом се вредност сваког пиксела региона аорте замењује са његовом нормализованом удаљеношћу од најближег пиксела позадине

На оваквој слици су пиксели са највишим вредностима они који се налазе у централним деловима региона које треба раздвојити. Применом одговарајућег бинарног прага такве пикселе је могуће издвојити. Због тога се користи праг са вредношћу која је пропорционална максималној вредности нормализоване

удаљености. Остају региони чији пиксели сигурно припадају регионима које раздвајамо (Слика 3.49).



Слика 3.35 Пиксели који сигурно припадају регионима које раздвајамо а) и неодређена област у којој се налазе границе објекта б)

Проналазе се спојени региони и сваки заједно са позадином која је идентификована у претходном кораку добијају јединствену ознаку која представља идентификатор региона који се раздваја. Поред овде две групе региона означава се и њихова разлика. Она представља недефинисане регионе у којима се налазе границе између објекта које алгоритам слива проналази на основу ознака (Слика 3.35 б).



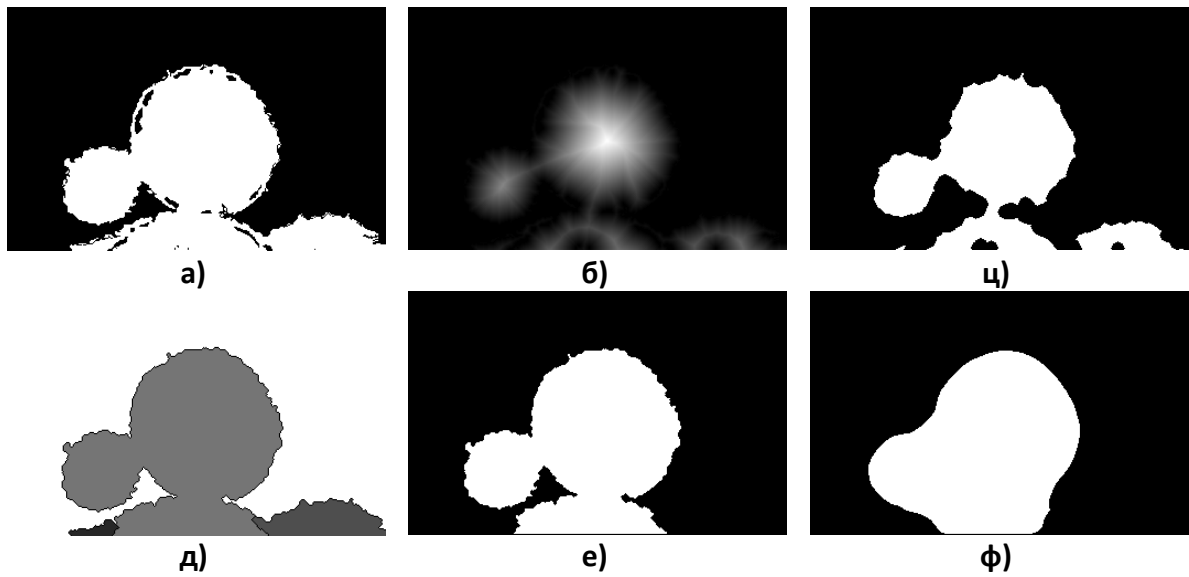
Слика 3.36 Раздвојени региони алгоритмом слива на основу изворне слике и групе означених региона а) и избацавање свих региона који нису повезани са регионом лумена б)

Сви региони који нису повезани са регионом лумена аорте се избацују са слике и остаје регион који представља спољну границу аорте (Слика 3.36).

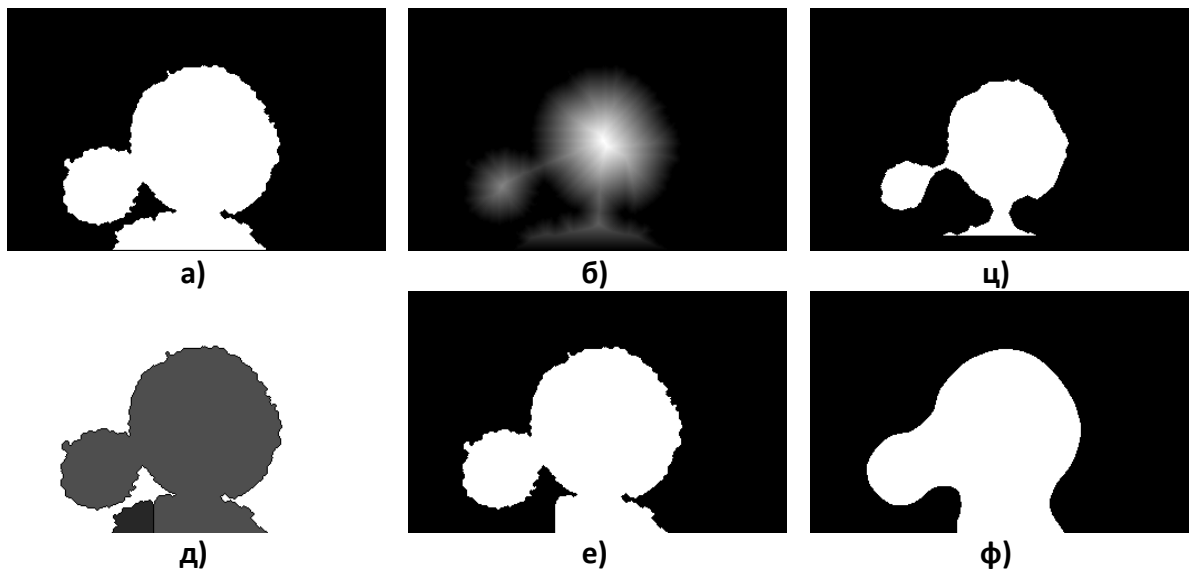
Трансформација дистанци је јако осетљива на примену бинарног прага због чега је немогуће једном истом вредношћу прага пронаћи пикселе који сигурно припадају свим регионима. Са великим вредностима прага неки региони бивају у потпуности

отклоњени са слике док поједини са малим регионима прага не бивају одвојени од аорте. Због тога раздвајање региона алгоритмом слива се извршава у више итерација где се у свакој итерацији постепено повећава праг док се не добије регион аорте као једини преостали на слици. Критеријум заустављања алгоритма је када у неколико узастопних итерација на слици остаје један исти регион повезан са регионом лумена. У свакој итерацији за тренутну вредност прага се сви раздвојени сигурни региони, сигурна позадина и неидентификована област нумеришу и на основу њих се изнова покреће алгоритам слива (**Слика 3.37а-д - Слика 3.40а-д**). Сви региони који нису повезани са регионом лумена се елиминишу. На слици остаје онај у коме је аорта а за који се проверава да ли је исти као и у претходној итерацији. (**Слика 3.37е - Слика 3.40е**). Уколико то није случај повећава се вредност прага и покреће се још једна итерација алгоритма. Тренутак у коме се алгоритам зауставља и прелази на следећи корак у сегментацији је када на слици остане само један исти регион неколико узастопних итерација(**Слика 3.40е**).

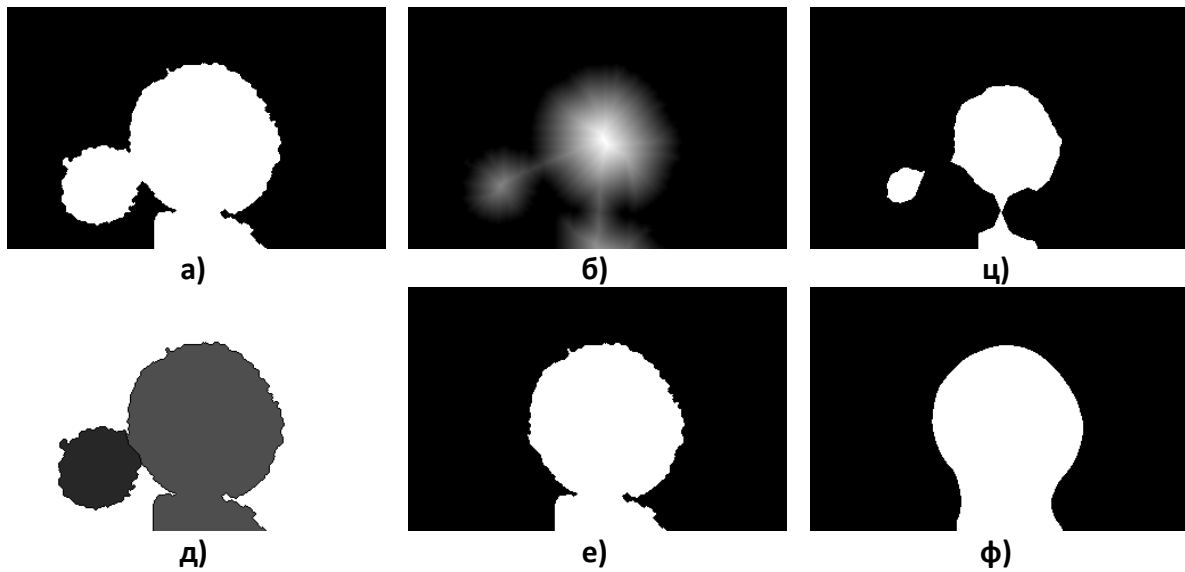
За преостали регион на слици се проверава и особина облика са аспекта конвексности која се користи као додатни критеријум тренутног заустављања. Ситне неправилности на ободу преосталог објекта могу да изазову да објекат који је конвексан означити као конкаван. Због тога пре него што се изврши класификација објекта врши се његово претпроцесирање тако што се све ситне неравнине елиминишу користећи снажан медиан филтер (**Слика 3.37ф - Слика 3.40ф**). На основу особина облика таквог региона се доноси одлука о заустављању алгоритма тј. уколико је преостали објекат конвексног облика долази до заустављања. Крајњи облик који се користи као улазни у следећој итерацији, ако је потребна, је онај пре примене филтера. Филтер само потпомаже у класификацији региона на основу облика.



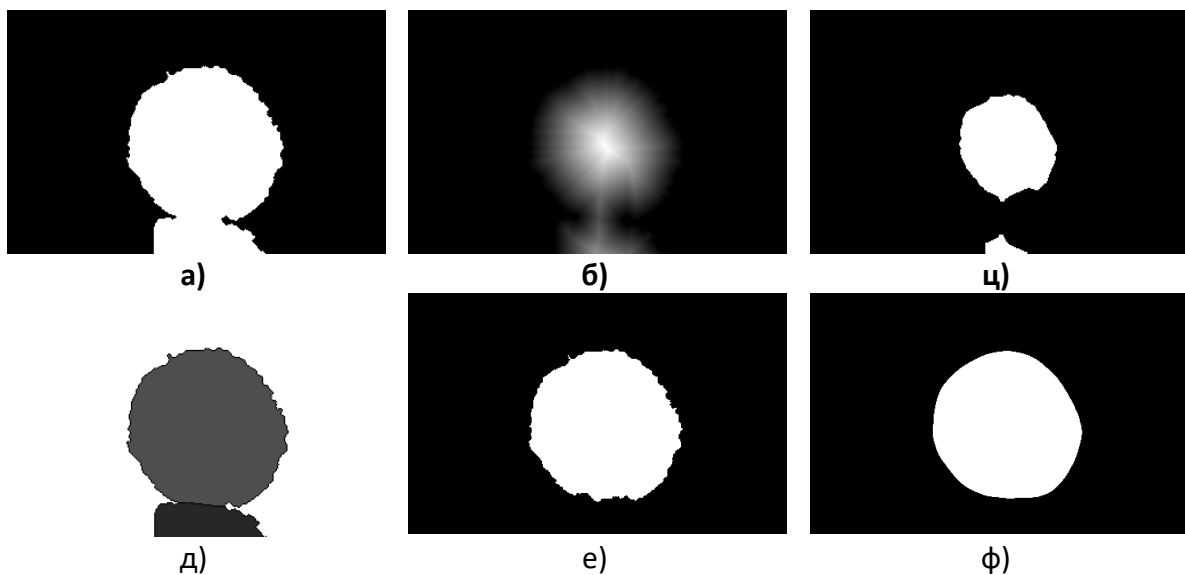
Слика 3.37 Прва итерација издвајања региона алгоритмом слива. а) улазна слика; б) трансформација дистанци; ц) примена бинарног прага; д) региони добијени алгоритмом слива; е) регион који је у вези са луменом; ф) облик након примене филтера на коме се испитује облик региона;



Слика 3.38 Друга итерација издвајања региона алгоритмом слива. а) улазна слика; б) трансформација дистанци; ц) примена бинарног прага; д) региони добијени алгоритмом слива; е) регион који је у вези са луменом; ф) облик након примене филтера на коме се испитује облик региона;



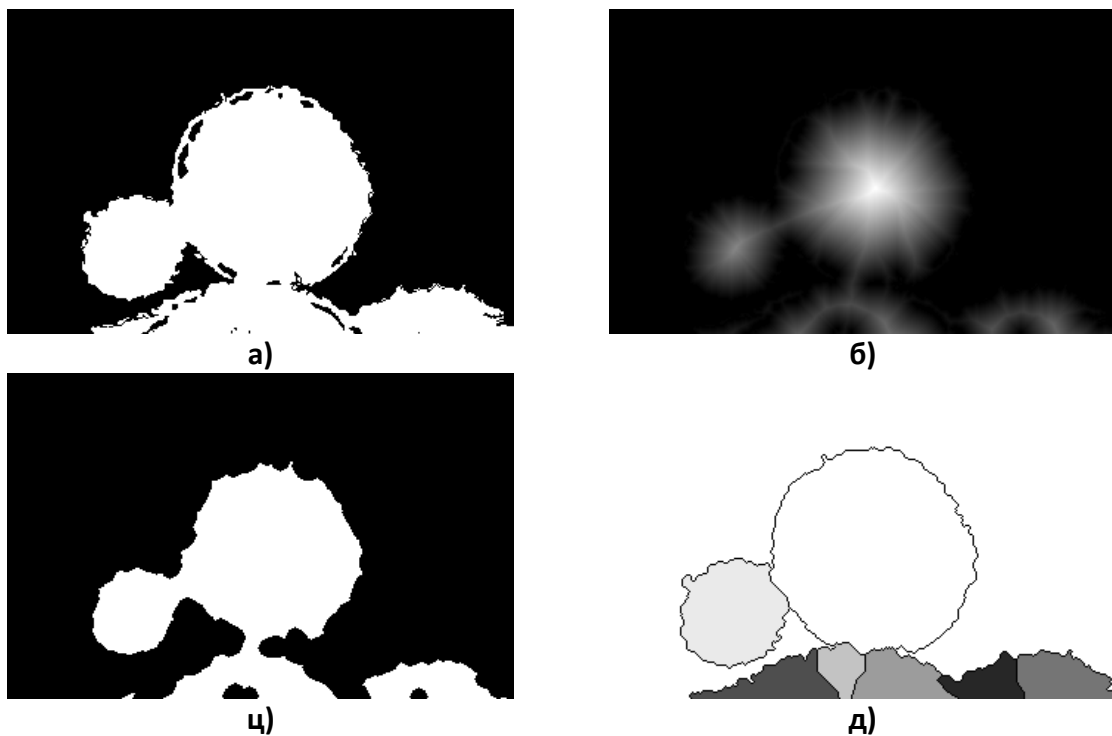
Слика 3.39 Трећа итерација издвајања региона алгоритмом слива. **а)** улазна слика; **б)** трансформација дистанци; **ц)** примена бинарног прага; **д)** региони добијени алгоритмом слива; **е)** регион који је у вези са луменом; **ф)** облик након примене филтера на коме се испитује облик региона;



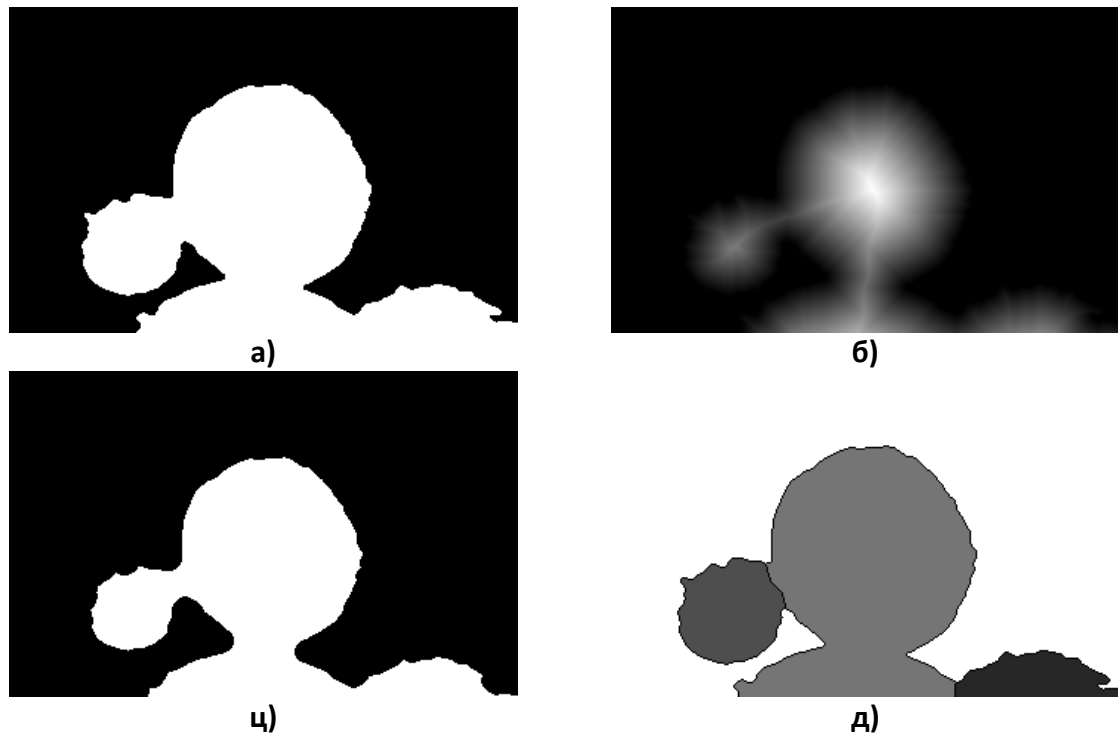
Слика 3.40 Четврта и крајња итерација издвајања региона алгоритмом слива. **а)** улазна слика; **б)** трансформација дистанци; **ц)** примена бинарног прага; **д)** региони добијени алгоритмом слива; **е)** регион који је у вези са луменом; **ф)** облик након примене филтера на коме се испитује облик региона;

На мапи дистанци центри региона представљају групе пиксела са највећим вредностима удаљености од њених граница. Њихов градијент је негативан у регионима јер се вредности удаљености смањују како померањем ка његовим границама. Велика конкавност присутна због околног ткива који се наслања на аорту узрокује да градијент постане позитиван. Што је присутна већа конкавност присутна је и већа разлика између

пиксела у близини центра и оних који спајају регионе па их је могуће раздвојити са мањим вредностима прага. Присутни плакови повећавају конкавност региона и јавља се боља сепарација облика на почетној слици због чега се алгоритам слива завршава са мањим вредностима прага. Укључивање плакова узрокује да се алгоритам детекције спољне границе аорте заврши у мање итерација и са већом тачношћу. Томе доприносе, поред плакова, и сви описани кораци за смањивање великих отвора између аорте и суседног ткива. На примеру са претпроцесираном сликом (Слика 3.41) раздвајање се обавља у четири док на примеру без претпроцесирања у седам итерација.

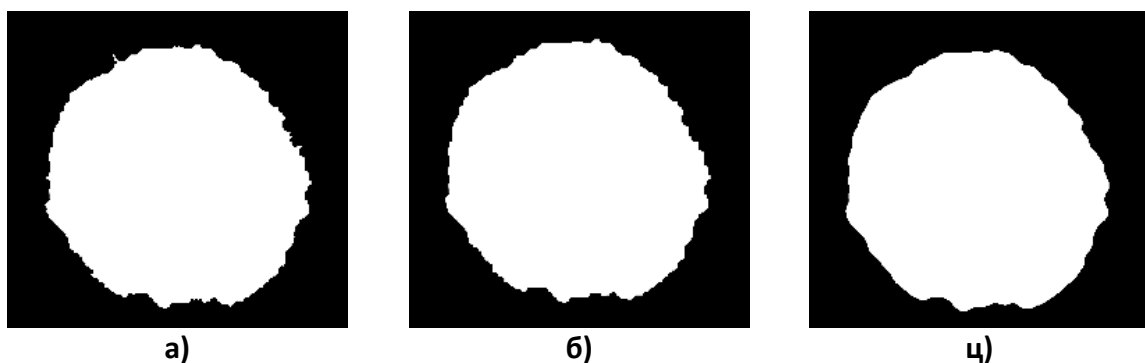


Слика 3.41 Повећана разуђеност региона услед претпроцесирања слике са укључивањем плакова (а-ц) и резултат раздвајања региона након четири итерације.



Слика 3.42 Смањена разуђеност региона услед не узимања плакова у обзир (а-ц) и резултат раздвајања региона након четири итерације.

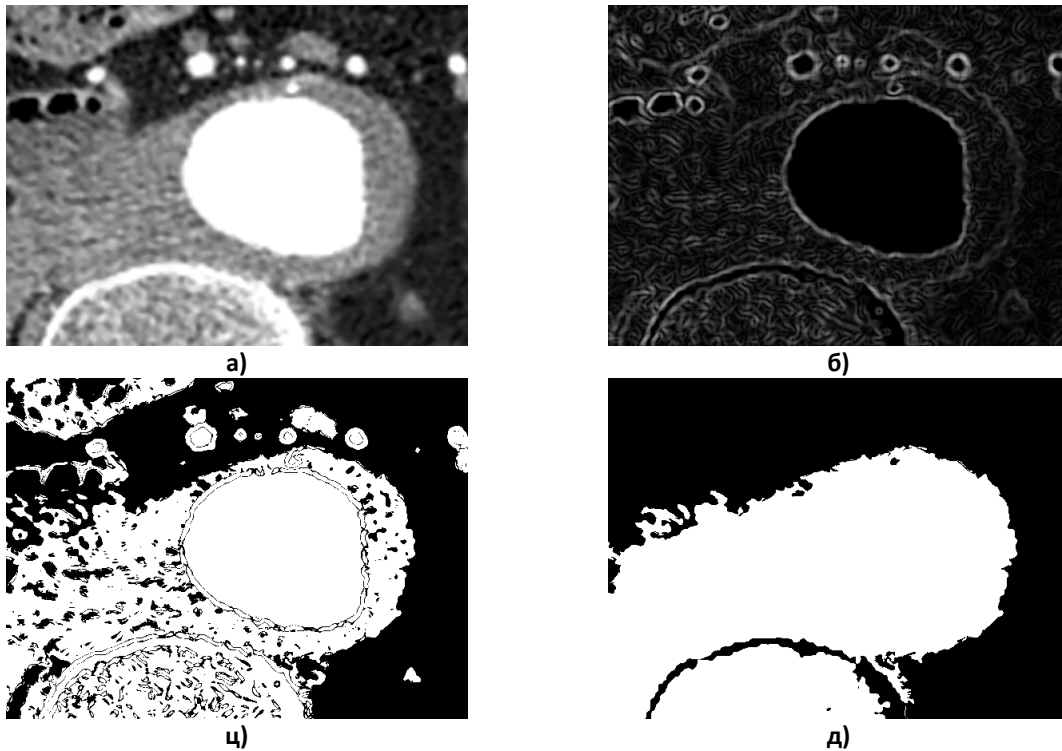
Резултујући регион може да садржи и извесне мале остатке окружујућег ткива како на ободу тако и у унутрашњости које нарушују адекватан облик аорте чинећи га изгужваним. Због тога се примењује медиан филтер и морфолошки филтер отварања како би се добио крајњи регион спољњег границе аорте.



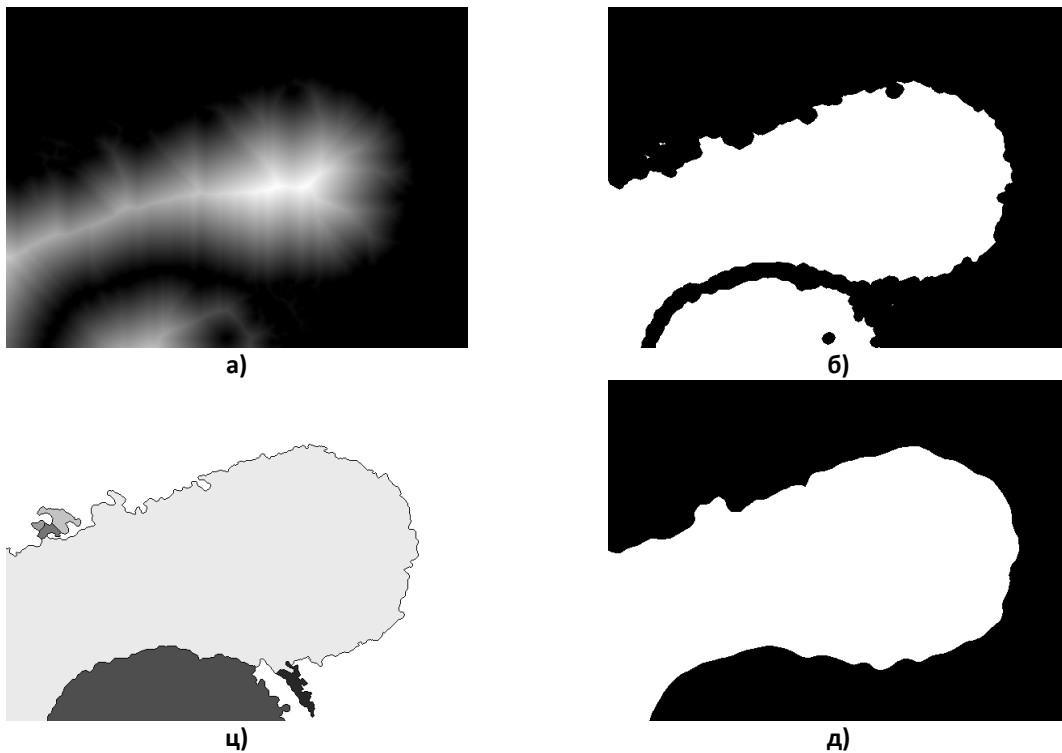
Слика 3.43 Примена морфолошких филтера отварања б) и медиан филтера ц) на резултујући издвојени регион а) ради добијања коначног облика аорте ц)

Скуп описани корака претпроцесирања добро раздвају регионе између којих су присутни средњи и мали отвори. Код великих отвора центар аорте је јако близу ткиву на које се наслања и присутна је слаба конкавност између региона које треба раздвојити. У том случају градијент, рачунат преко линија које полазе из центра аорте, је увек негативан на слици над којом је извршена трансформација дистанци. Алгоритам слива,

због тога, и поред свих корака претпроцесирања (Слика 3.44) није у стању да успешно издвоји регион аорте од суседних.

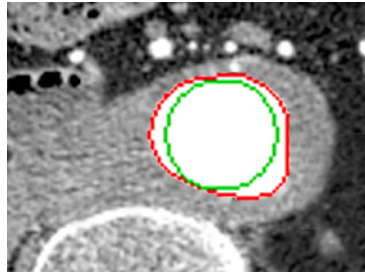


Слика 3.44 Претпроцесирање у случају великих отвора а); одређивање градијената б); појачавање слабих ивица ц); додавање региона плакова и кичменог стуба на који се аорта наслања.



Слика 3.45 Случај са великим отворима: а) примена трансформација дистанци б) примена бинарног прага ц) раздвајање региона алгоритмом слива д) примена мофолошких оператора отварања и медиан филтера

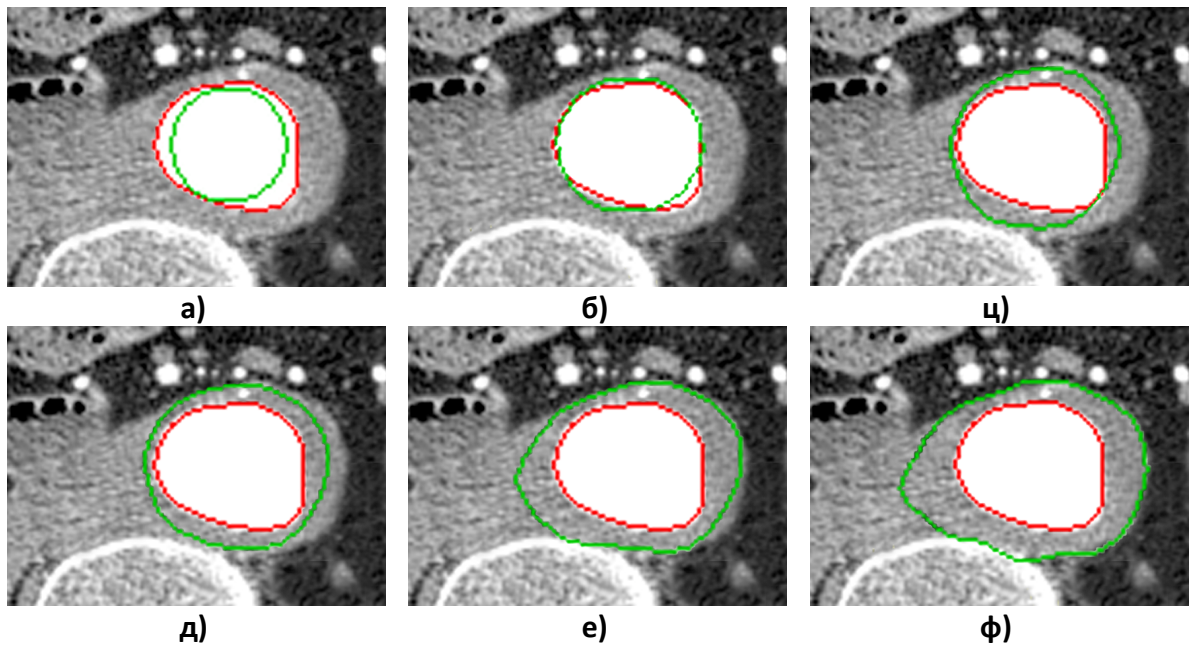
Случај великих отвора се решава уз помоћ деформабилног модела 2Д левел сета и дефинисањем специфичног критеријума заустављања. Иницијални корак у пуштању леве сета је одређивање почетне површине од које алгоритам треба да крене. Регион детектованог унутрашњег зида $\gamma_{1_{end}}$ се користи као улазни податак у овом кораку тако што се на основу њега формира почетна површина тј. почетни нулти левел сет $\gamma_{2_{start}}$ као његов уписан круг (Слика 3.46).



Слика 3.46 Нулти левел сет облика уписаног круга контуре лумена

Тиме је почетна површина довољно удаљена од спољне границе коју треба детектовати због чега неће доћи до њеног продирања у регион околног ткива пре него што се примени додатни критеријум заустављања. Изворни облик региона лумена детектованог у претходном кораку није коришћен као почетна површину деформабилног модела да би се обезбедила равномерна пропација контуре ка спољним границама и ради додатног критеријума заустављања. На тај начин се и поштује генерална поставка о облику аорте који је приближног кружног облика.

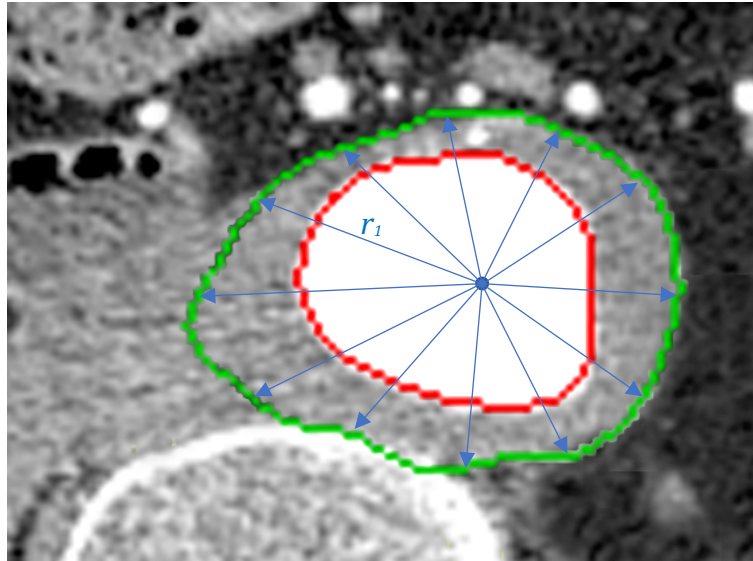
Након пуштања, алгоритам шири почетну површину γ_2 кроз одговарајућу површину вишег реда Ψ_2 док γ_2 до се не активира додатни критеријум заустављања. Крајњи резултат алгоритма је површина $\gamma_{2_{end}}$ која представља спољњу границу аорте (Слика 3.47).



Слика 3.47 Процес развоја 2Д деформабилног модела и коначна крива након примене додатног критеријума заустављања а пре додатног критеријума корекције ф).

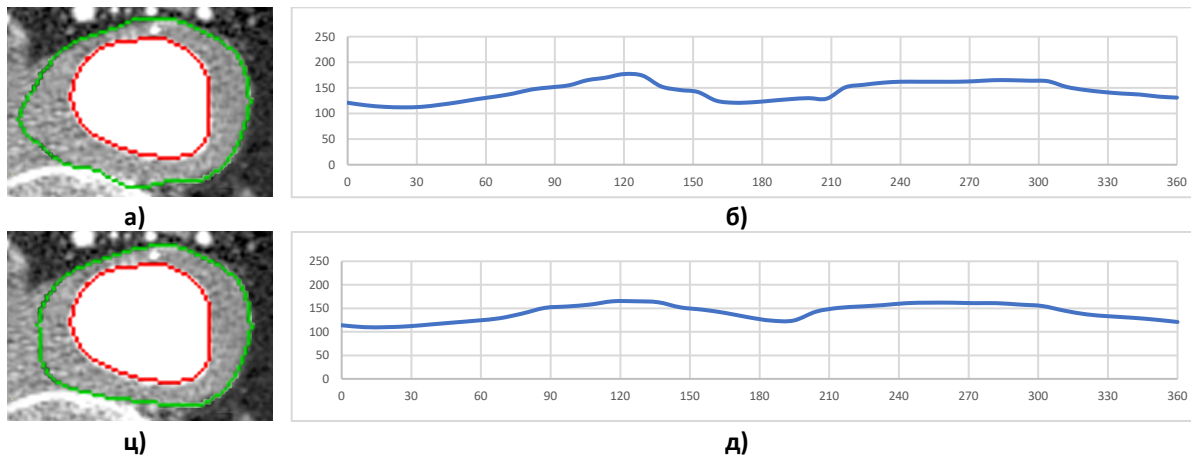
Додатни критеријум заустављања се заснива на сазнањима о томе да је облик аорте, у већини случајева, кружног глатког облика без закривљености. На основу тога је и претпоставка да је аорта таквог облика и у деловима где су присутни велики спојеви и где спољне границе нису уочљиве. Додатни критеријум формира крајњу контуру заустављањем еволуирајуће контуре γ_2 у оном тренутку када предефинисан број тачака M достигне спољњу границу и престане да се помера.

Крајњи облик криве се формира применом додатног критеријума корекције за који се прво израчунава централна тачка C_γ као геометријски центар контуре γ_2 и растојање сваке тачке контуре γ_2 од њега. Број растојања који се израчунава r_α зависи од предефинисаног угла α између тачака.



Слика 3.48 Растојања тачака од центра криве на основу којих се врши њена регуларизација

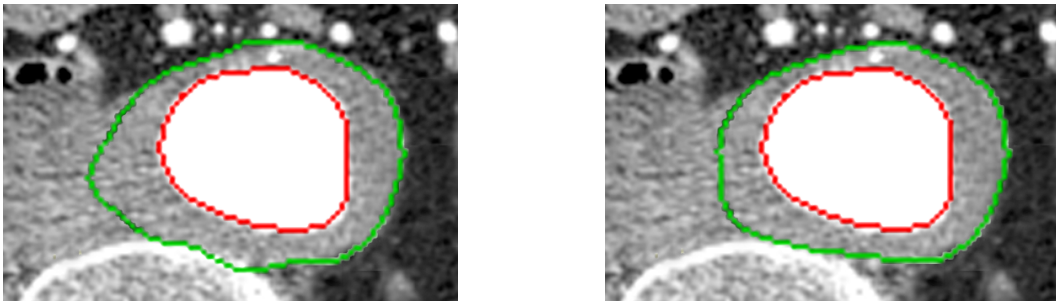
Дистанце r_α се онда трансформишу у фреквентни домен користећи дискретну Фуријеову трансформацију на који је примењен 1Д филтер ниског пролаза како би се елиминисале спектралне компоненте високих фреквенција (**Слика 3.49**).



Слика 3.49 Сигнал формиран на основу дистанци тачака од центра крајње контуре б). г) сигнал након примене 1Д филтера ниског пролаза на основу кога је формирана коначна граница спољњег зида г)

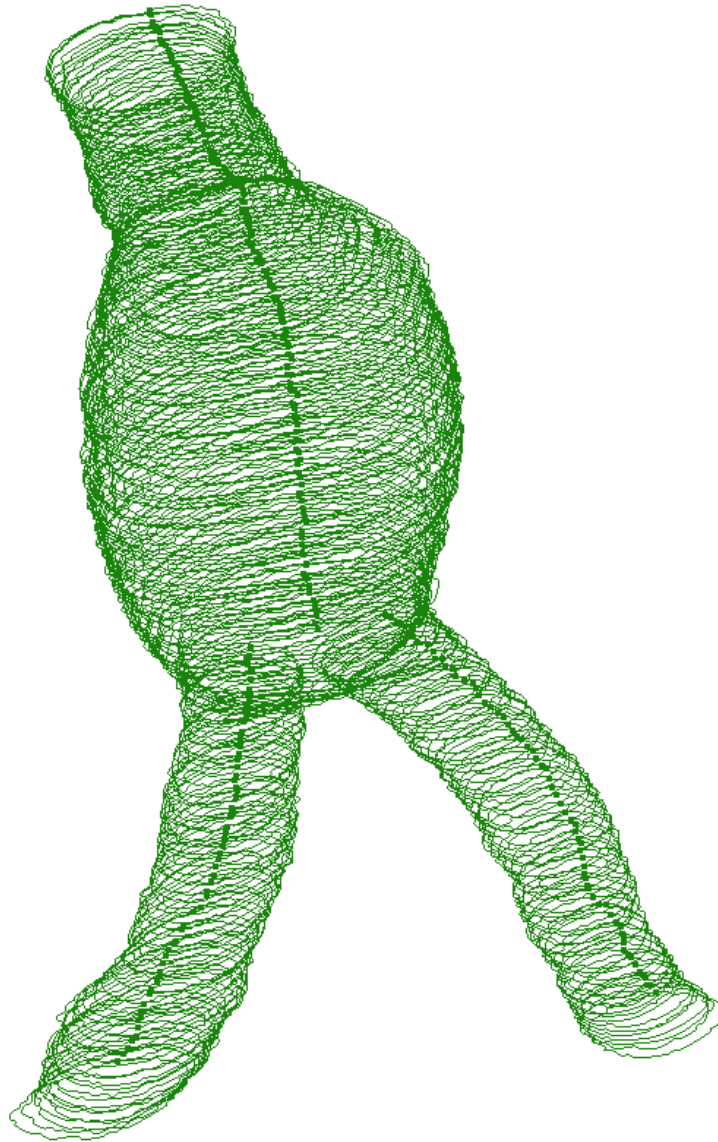
Инверзном Фуријеовом трансформацијом Фуријеови коефицијенти ниских фреквенција су онда преведени у растојања r_{ift} која представљају коначну спољњу границу аорте. На овај начин је добијен глатки облик криве аорте који је претпостављен тј. отклањањем високих фреквенција отклоњене су и тачке које се више издвајају у брзини кретања од суседних и тиме нарушавају конвексни облик криве. Применом додатног критеријума крива γ_2 се завршава на границама аорте тј. на криви додатног

критеријума. Овај тип претпроцесирања је окренут ка претпоставци да је спољна граница конвексног облика што углавном и јесте тако. Тачније, здрава аорта је увек таквог облика на свим пресецима и такви пресеци би били сегментирани на адекватан начин. У изузетним случајевима где су присутне значајне асиметричности код абдоминалне анеуризме ова метода се неће показати довољно добро. Такви региони ће у извесној мери бити одсечени због поставке алгоритма да фаворизује симетричан облик.



Слика 3.50 Крајњи облик границе зида у случају великих отвора пре и после регуларизације

Након примене целокупног алгоритма на свим сликама добијамо 3Д репрезентацију спољне границе која заједно са унутрашњом границом представља се целокупан домен абдоминалне аорте у виду две серије контура (**Слика 3.51**).



Слика 3.51 3Д репрезентација спољашњег зида аорте у виду серије контура у простору

3.4. Тестирање тачности резултата

Метода целокупне сегментације је тестирана унакрсним поређењем резултата три типа сегментација изведених на серијама слика пет пацијената. За поређење су коришћени:

- Резултати добијени предложеном аутоматском сегментацијом (АС)
- Резултати ручно преправљене предложене аутоматске сегментације од стране експерта (РПАС)
- Резултати сегментације у потпуности ручно направљени од стране експерта у другом програмском пакету (РС)

Циљ предложене методе је да пружи тачно означавање региона трбушне аорте на свим сликама. Због тога су извршена поређења разлика у сегментацији на нивоу сваке слике и израчунате су просечне вредности за сваког и за све пацијенте. **Табела 3.1** показује поређење резултата за слике свих пацијената. Резултати поређења на нивоу пацијента су приказана у **Табела 3.2**.

Резултати поређења на нивоу слика	Корелација	Просечна релативна грешка [%]	Стандардна девијација [%]
Аутоматска сегментација и Ручно преправљена аутоматска сегментација	0.91	13.59	11.38
Аутоматска сегментација и Ручна сегментација	0.87	18.39	13.95
Ручно преправљена аутоматска сегментација и Ручна сегментација	0.99	15.73	7.21

Табела 3.1 Резултати поређења свих пацијената

Статистички коефицијенти корелације предложене аутоматске и остале две сегментације, исправљене аутоматске као и у потпуности ручно урађене (**Табела 3.1**) су око 0.9 означавајући добру корелацију. Статистичке корелације између ручно исправљене и у потпуности ручне сегментације је висок 0.99, што је било и очекивано. Укупна разлика у пикселима на нивоу сваке слике између било које две методе је коришћена за израчунавање релативне грешке сегментације. Последње две, ручно исправљене аутоматске и у потпуности ручне, сегментације су одобрене од стране стручњака и третиране су као тачне. Релативна грешка предложене методе је рачуната у односу на друге две, наводно исправне, групе. Просечна релативна грешка аутоматске

у односу на ручно исправљену сегментацију за све пресеке (**Табела 3.1**) је 13.59% са стандардном девијацијом од 11.38%. Просечна релативна грешка резултата аутоматске сегментације у односу на ручну за све слике је 18.39 % са стандардном девијацијом од 13.95%. Обе грешке нису занемарљиве што указује да предложена метода на први поглед није довољно адекватна за клиничку употребу. Међутим релативна грешка између две наводно исправне сегментације је 15.73% са стандардном девијацијом од 7.21%. Релативна разлика у грешкама између ове две сегментације, наводно тачних, података се може објаснити тиме што је ручна метода јако исцрпљујућа и због тога што су коришћена два различита софтверска пакета. Релативну грешку између резултата који су прихваћени као исправни је упоредива по величини са оном код предложене аутоматске сегментације. Ово доводи до закључка да иако израчуната просечна релативна грешка предложеног алгорита аутоматске сегментације делује изражено у ствари није толико драстична и у великој мери је у тим оквирима због познатог проблема у валидацији који је присутан код анализе медицинских слика.

	Аутоматска сегментација и Ручно преправљена аутоматска сегментација			Аутоматска сегментација и Ручна сегментација			Ручно преправљена аутоматска сегментација и Ручна сегментација		
	корелација	Просечна грешка %	Стандардна девијација	корелација	Просечна грешка %	Стандардна девијација	корелација	Просечна грешка %	Стандардна девијација
1	0.90	33.50	14.14	0.99	19.66	5.20	0.99	17.5	5.8
2	0.62	10.21	12.84	0.65	21.56	12.19	0.96	13.12	6.21
3	0.85	13.43	4.33	0.85	12.54	11.21	0.93	14.56	16.77
4	0.79	11.42	21.46	0.78	19.74	4.18	0.81	23.12	8.5
5	0.87	9.42	15.87	0.90	12.76	5.67	0.99	13.39	10.23

Табела 3.2 Резултати поређења на нивоу сваког пацијента

3.5. Закључак

У овом поглављу је приказана иновативна методологија за сегментацију ААА користећи слике пацијената са ЦТ скенера. Сегментације се одвија у два корака у којима се засебно врши проналажење унутрашње и спољне границе ААА. Метода се ослања на филтере прагова и алгоритме проналажења суседа у 2Д и 3Д за детекцију унутрашње као и на 2Д деформабилни модел за детекцију спољашње границе аорте. Методологија захтева минималну интеракцију од стране корисника везану за иницијализацију означавањем контура лумена илијачних артерија на једној слици. Потешкоће које су биле присутне приликом детекције спољашњег зида су превазиђене увођењем неколико корака претпроцесирања користећи сазнања о анатомији болести али и сазнања експерата која користе приликом ручне сегментације за случај малих и средњих отвора користећи филтере прагова, градијенте слике, мапе дистанци као и алгоритам слива. За случај великих отвора уведен је додатни критеријум заустављања који се базира на облику криве као и на праћењу особина сегмената криве. Предложена решења не елиминишу проблеме у потпуности али их у великој мери умањују.

Оцена квалитета методологије је извршена користећи слике пацијената са MSCT скенера на којима се вршило поређење две тачне групе података сегментације одобрених од стране људских експерата са резултатима предложеног решења. Грешке између предложене методологије и два тачна решења су упоредива са грешкама које се добијају поређењем два тачна резултата чиме је потврђена применљивост методологије у клиничком окружењу. Главна намена добијеног компјутерског модела ААА је за потребе анализе методом коначних елемената али целокупна геометрија се може користити и за минимално инвазивно планирање операције тј. за олакшан одабир стент графта као и за праћење пост оперативног опоравка. Аутоматизација целокупног процеса овом методом у великој мери решава крајње кориснике мукотрпног и исцрпљујућег рада који је у великој мери присутан при коришћењу конвенционалних метода сегментације.

Будући кораци ће се односити на унапређењу корака у рачунању градијената као и додатног критеријума заустављања, узимање информација се већ сегментираних слика али и употреби нових алгоритама за сегментацију као што су конволуционе

неуронске мреже које су у великој мери нашле примену у обради и сегментацији дигиталних слика на основу сазнања добијених из постојећи података.

4.

4. Тродимензионална реконструкција абдоминалне аорте

Већина нумеричких симулација као и метода коначних елемената (МКЕ) за успешну примену захтевају постојање квалитетне мреже³⁴ које су врло често сачињене од тетраедарских и хексаедарских елемената које представљају домене од интереса. За прављење тетраедарских мрежа постоји доста брзих и ефикасних алгоритама који се успешно примењују³⁵⁻³⁷ док је доступност генерализованих алгоритама за генерисање хексаедарских мрежа оскудна и њихова примена даје задовољавајуће резултате са аспекта квалитета само код једноставних геометрија³⁸. Код комплексних домена неопходно је извршити њихово растављање на више једноставних поддомена од којих је могуће аутоматски направити хексаедарске мреже што представља веома отежавајући захтев који је неретко могуће испунити.^{39,40} У већини случајева хексаедарске мреже су пожељније пре свега јер МКЕ симулације захтевају значајно више тетраедарских него хексаедарских елемената да би постигле исту тачност у решењима што директно утиче на захтевност прорачуна са аспекта меморије и времена^{41,42}. Поред тога резултати у МКЕ симулацијама код тетраедарских мрежа су задовољавајуће тачности за случај померања али су зато релативно нетачни у случају прорачуна напона^{43,44}.

Генерисање хексаедарских мрежа васкуларних структура је значајно отежано због присуства комплексне геометрије у области гранања. Свака анеуризма је јединствена по свом облику и позицији што је потребно узети у обзир ради добијања адекватних резултата симулације. Геометрија која се моделира је оквирно облика обрнутог слова Y са дилатацијама на местима где су присутне анеуризме и интралуминални тромбови (ИЛТ). Анеуризме могу бити симетричног облика где је

подједнако проширење присутно у свим областима око центра аорте за разлику од асиметричних где је присутно само на неким деловима. Оба случаја су узета у обзир у предложеном решењу у овом поглављу.

У овом поглављу ће бити описано иновативно и робусно решење за генерисање мрежа хексаедарских елемената региона лумена, ИЛТ-а и зида абдоминалне аорте. Мреже које се добијају су изванредног квалитета, поготову у области гранања аорте, погодне за рачунање напона у зиду методом коначних елемената. Алгоритам креира мрежу директно од сегментираних контура без потребе за формирањем површинских мрежа од троуглова пре тога или било ког другог типа претпроцесирања.

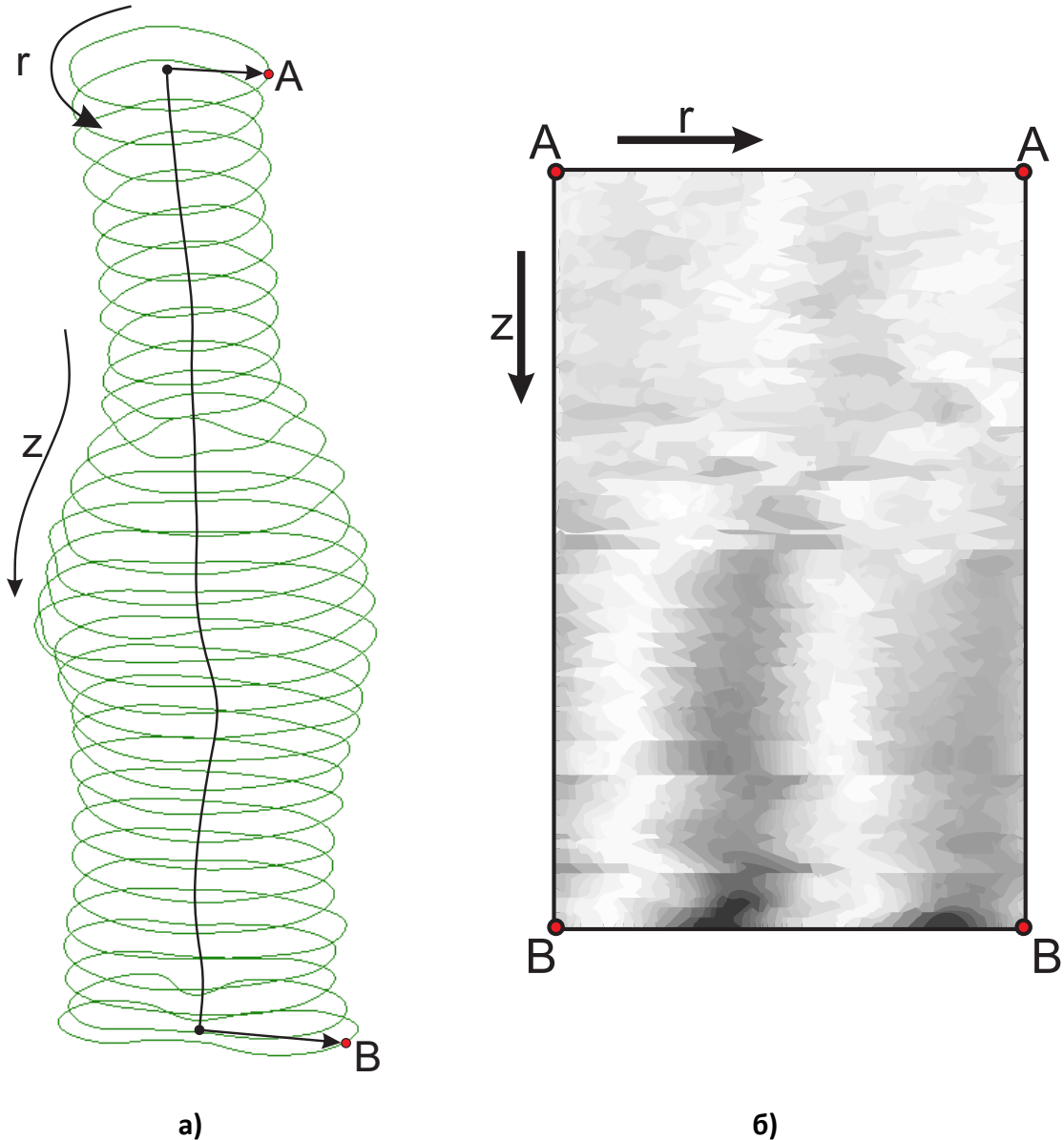
4.1. Претпроцесирање података

Пошто комплексна геометрија на месту бифуркације али и присуство више слојева аорте доста отежава процес креирања мреже пажња је посвећена формирању овог региона увођењем неколико корака претпроцесирањем улазних података, пре свега, како би се добили елементи високог квалитета у овој области.

Контуре добијене сегментацијом дводимензионалних слика коришћењем деформабилног модела левел сета и поред постпроцесирања могу да садрже извесне неравнине настале као последица дискретизације слике на пикселе као и због њиховог недовољног броја услед лоше резолуције. Постоје разне технике исправљања тродимензионалних модела⁴⁵⁻⁴⁸ док у овом раду за исправљање геометрије бифуркације је коришћена посебна техника посебно прилагођена конкретном проблему. Она се заснива на коришћењу дводимензионалних контура како би се добила математички глатка површина неопходна за генерисање квалитетне мреже за нумеричке симулације.

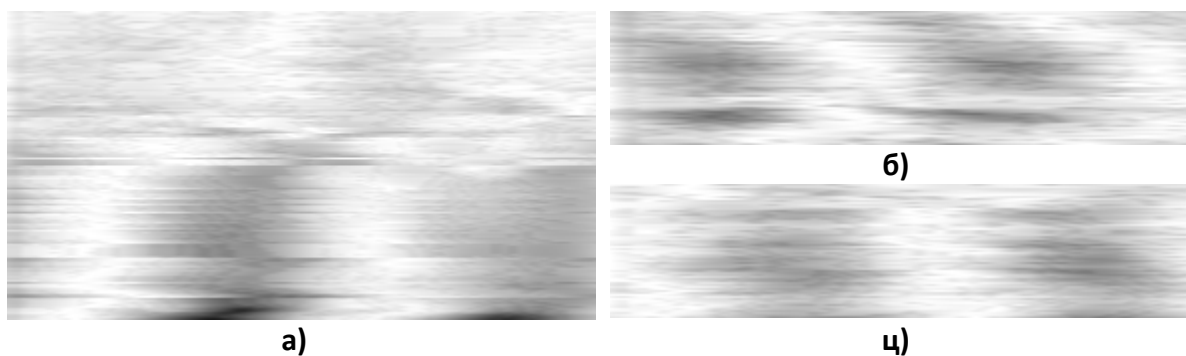
Алгоритам исправљања неравне површине крвног суда цевастог облика се састоји из следећих корака:

- Трансформисање свих тачака површине из Картезијанског $(x - y - z)$ у цилиндрични $(r - z)$ координатни систем (Слика 4.1)



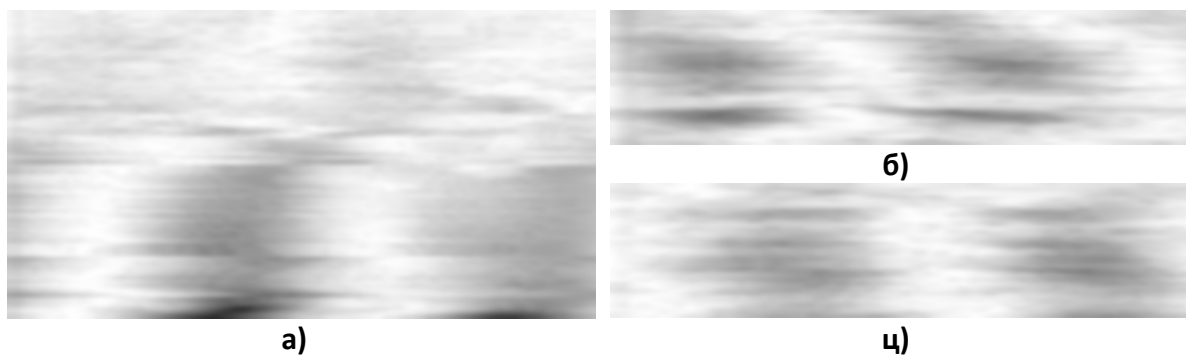
Слика 4.1 Трансформација тачака површине из картезијанског у цилиндрични координатни систем. а) површина у Картезијанском и б) у цилиндричном координатном систему

- Креирање $r - z$ слике где сваки пиксел са координатама (r, z) одговара једној тачки површине са координатама (x, y, z) вредности $I(r, z)$ која представља растојање тачке (x, y, z) на површини од њене централне линије (Слика 4.2).



Слика 4.2 Сlike аорте а) , леве б) и десне ц) илијачне артерије формиране након трансформација тачака контуре у цилиндрични координатни систем

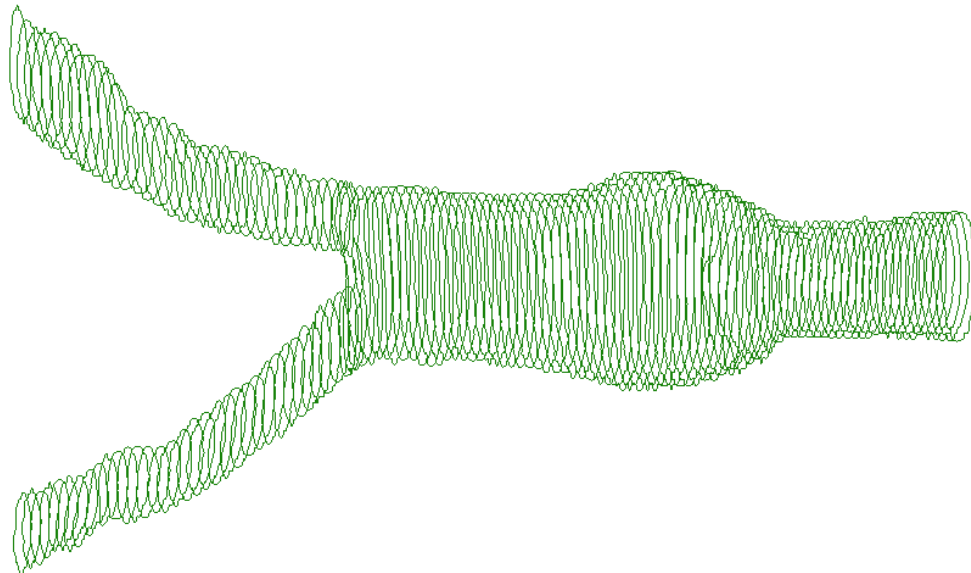
- Уједначавање вредности $(r - z)$ слике стандардним дводимензионалним методама обраде слике као што је Гаусов филтер (**Слика 4.3**).



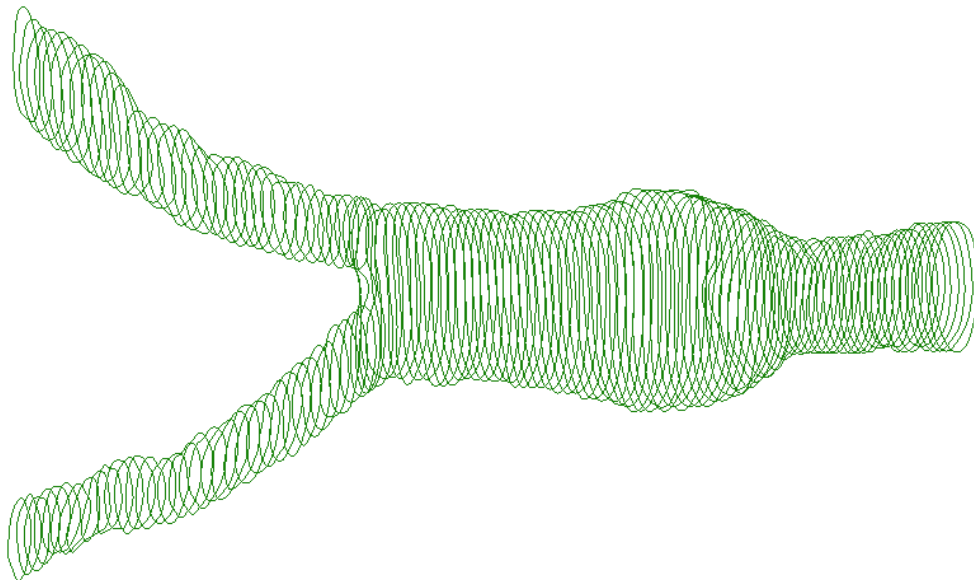
Слика 4.3 Обраде слике аорте а) , леве б) и десне ц) илијачне артерије Гаусовим филтером ради уједначавања неравнина

- Инверзно трансформисање тачака сваке контуре из цилиндричног $(r - z)$ у Картезијански (x, y, z) координатни систем.

Описани алгоритам врши кориговање само једне цилиндричне површине са једном централном линијом због чега је неопходно код модела са бифуркацијом процесирати сваку грану, аорте и илијачне, засебно. За сваку грану сваког домена (лумена и зида) је потребно направити по једну слику и обрадити је по описаној процедури.



а)



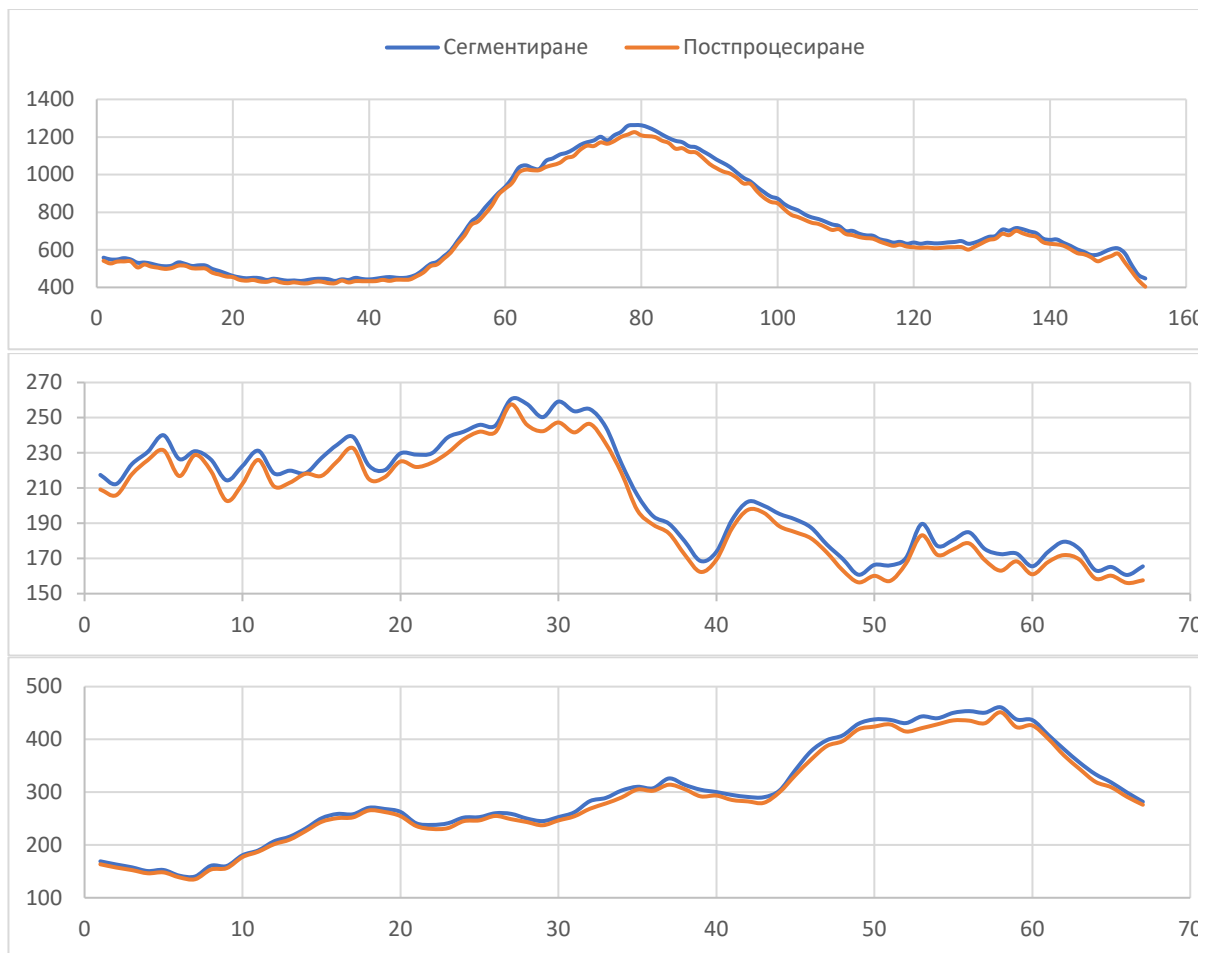
б)

Слика 4.4 Исправљање контура на основу слика добијених трансформацијама у цилиндрични координатни систем. а) контуре добијене сегментацијом б) исправљене контуре

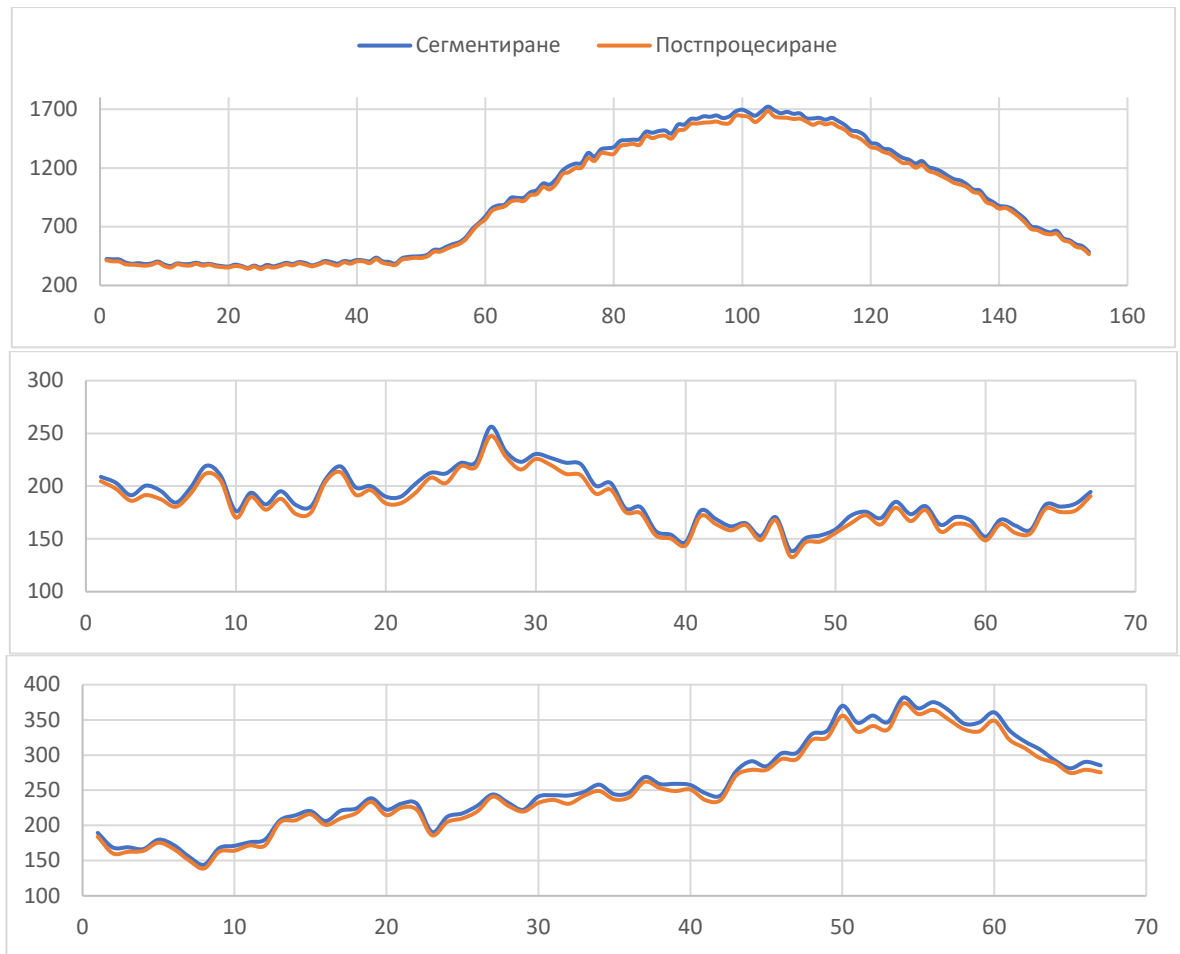
Резултат исправљања контура (**Слика 4.4**) показује да сам процес сегментације и поред коришћења деформабилног модела левел сета и постпроцесирања слике не

отклања све неравнине. Процес исправљања не угрожава основни облик модела и све геометријске карактеристике су и даље присутне.

Исправљање облика контуре и ако доводи до геометрије подобније за генерисање мреже доноси извесне грешке. Како би се увидео ефекат аксијално исправљања извршено је поређење површина контура сваке стране пре и после претпроцесирања (Слика 4.5). На основу ње се може видети да нема великог одступања између површине пре и после обраде контура и да сам процес претпроцесирања није утицао на изворни облик геометрије добијен сегментацијом.



Слика 4.5 Површине сегментираних и обрађених контура лумена аорте, леве и десне илијачне артерије

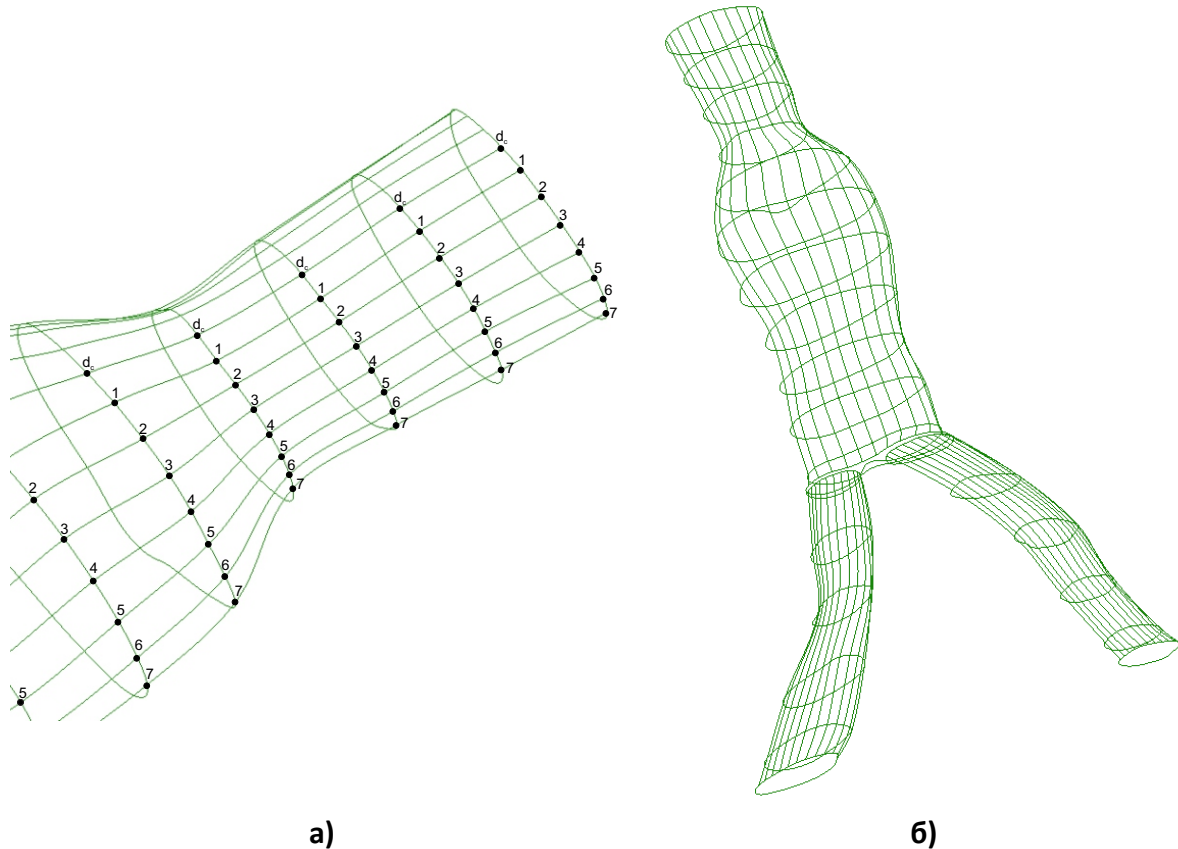


Слика 4.6 Површине сегментираних и обрађених контура спољне границе аорте, леве и десне илијачне артерије

Слике добијене MSCT скенерима могу бити формиране са растојањем које може да варира од студије до студије. За адекватну реконструкцију региона бифуркације неопходној је обезбедити одговарајућу густину контура која није увек доступна. Поред тога током сегментације је могуће прескочити неке од слика због неадекватних контура и резултата. Како би се превазишли ови недостаци, недовољна резолуција скенера у z правцу и употпуниле празнине настале због могућег прескакања извесних слика, уводи се још један корак постпроцесирања.

За потребе повећања броја контура неопходно је извршити превођење модела представљеног као серија контура у параметарски облик како би могла да се изврши његова интерполација. Користећи математичке методе фитовања све контуре су преведене у параметарске криве, Безијерове сплајнове, на основу коригованих тачака из претходног корака. Тиме је обезбеђено да свака контура има исти број тачака које су равномерно распоређене дуж ње. Спајањем одговарајућих тачака између суседних

контура добијају се параметарске криве дуж сваке гране (**Слика 4.7**). Број аксијалних криви зависи од параметра поделе параметарских контура d_c . Овим поступком се добијају три независне параметарске површине сваке гране састављене од d_c параметарских криви обмотница. На исти начин се формирају и параметарске криве грана контура спољне границе са истим бројем аксијалних кривих.

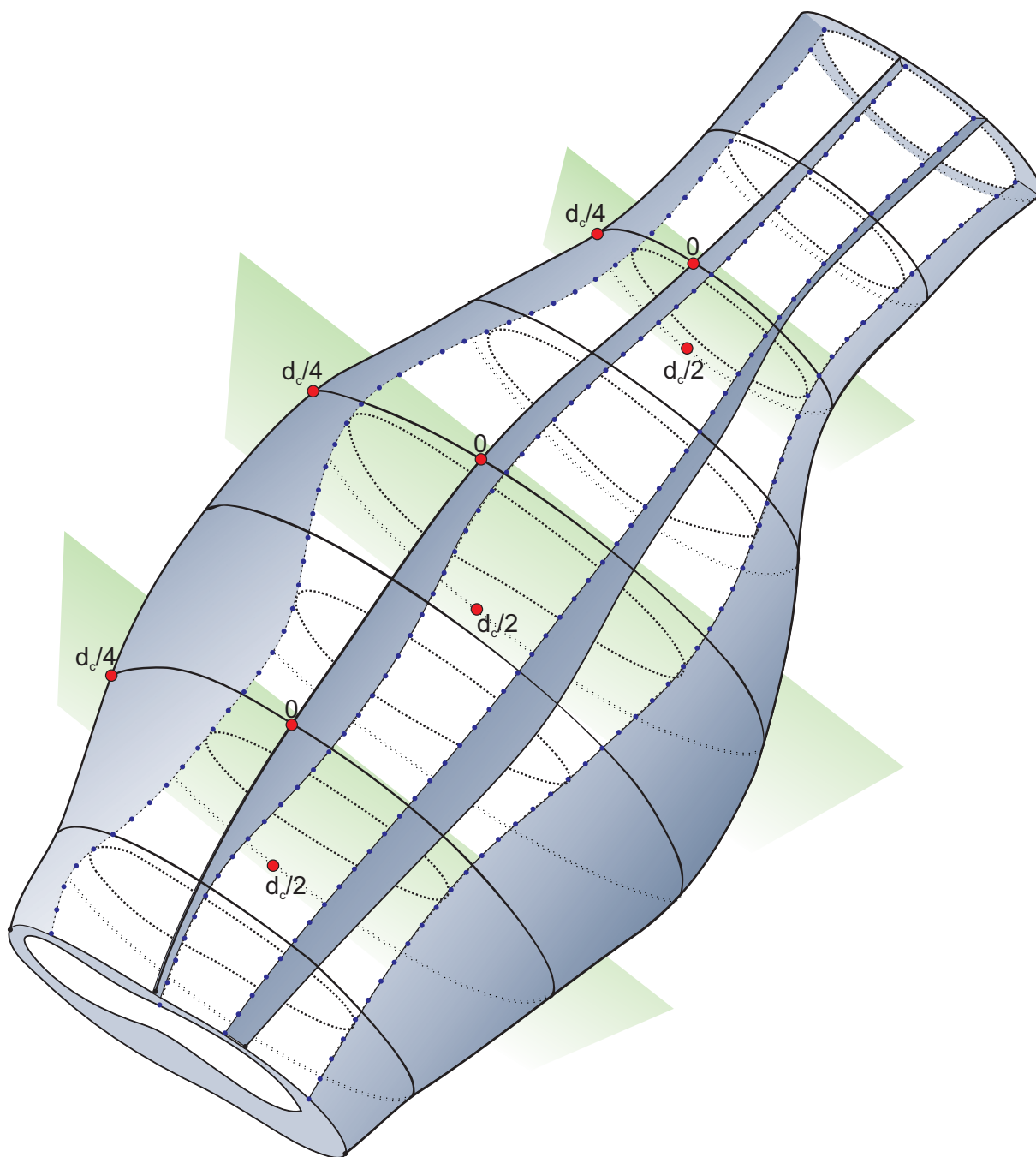


Слика 4.7 Генерисање параметарске површине модела аорте на основу тачака фитованих контура Безијеровим сплајновима

Нове контуре се формирају на основу аксијалних кривих где је укупан број тачака сваке нове контуре једнак броју аксијалних кривих, d_c . Укупан број контура зависи од вредности параметара d_a , d_l , и d_d на основу којих ће се извршити подела главне, леве или десне илијачне гране респективно оба региона лумена и ИЛТ-а. На основу тога се добијају шест група контура означених са C_i^{rg} где је i индекс контуре у опсегу $1 \leq i \leq d_a$ за грану аорте, $1 \leq i \leq d_l$ за леву и $1 \leq i \leq d_d$ за десну илијачну грану. Експонент r означава регион и има вредности l за лумен и t за ИЛТ а експонент g означава грану где су аорта, лева и десна илијачна артерија означене са a , l , d респективно. Због квалитета мреже неопходно је да све тачке исте контуре али и да тачке контура истог

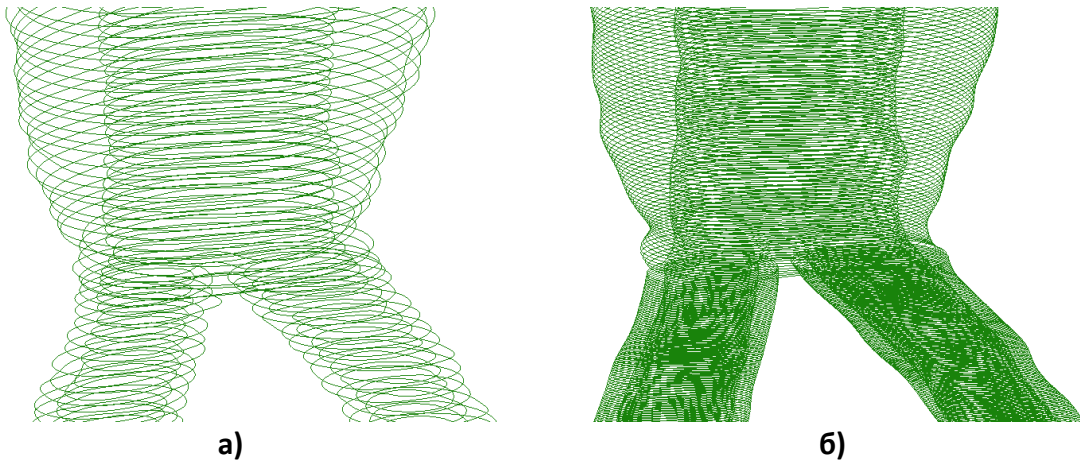
индекса различитих домена а исте гране буду у истој равни (нпр. код аорте k – та контура оба региона C_k^{la} и C_k^{za} је неопходно да се налазе у истој равни).

Почетне и крајње тачке аксијалних кривих исте гране оба домена почињу и завршавају се у истим равнима. Све остале тачке на истој природној координати дуж аксијалних кривих због различитих дужина не деле исту равн. Због тога је неопходно на основу тачака аксијалних контура формирати пресечне равни. Број пресечних равни је исти као и број контура који жели да се добије и зависи од параметра поделе аорте d_a , леве d_l , и десне d_d , илијачне гране. Од аксијалних кривих сваке гране са индексима $\frac{d_c}{0}$, $\frac{d_c}{4}$ и $\frac{d_c}{2}$ узима се d_a , d_l , d_d , тројки тачака у опсегу контролног параметара криве t од 0 до 1 са кораком $\frac{1}{d_a}$, $\frac{1}{d_l}$, $\frac{1}{d_d}$ које једнозначно дефинишу пресечне равни (Слика 4.8).



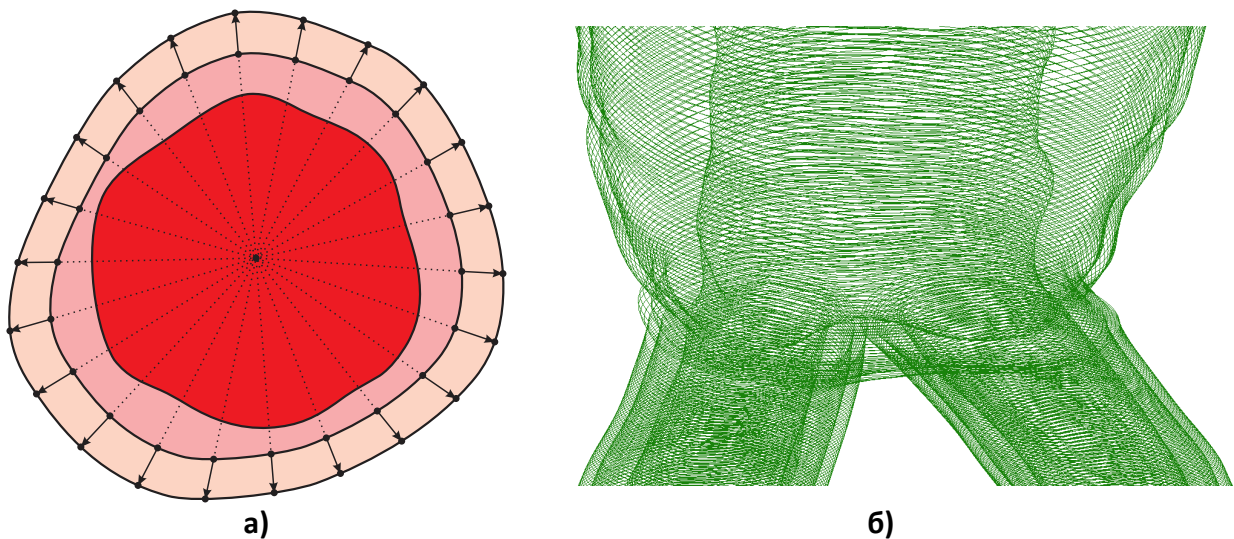
Слика 4.8 Формирање контура на основу пресечних равни

Пресечне равни се могу формирати од аксијалних кривих било ког региона и избор референтног је произвољна. Проналажењем пресека једне равни са свим аксијалним контурама једног и другог домена резултује у две контуре које се налазе у истој равни. Понављањем поступка за преостале равни добијају се контуре целог модела (**Слика 4.9**).



Слика 4.9 Процес додавања контура. Модел пре а) и после б) додавања контура

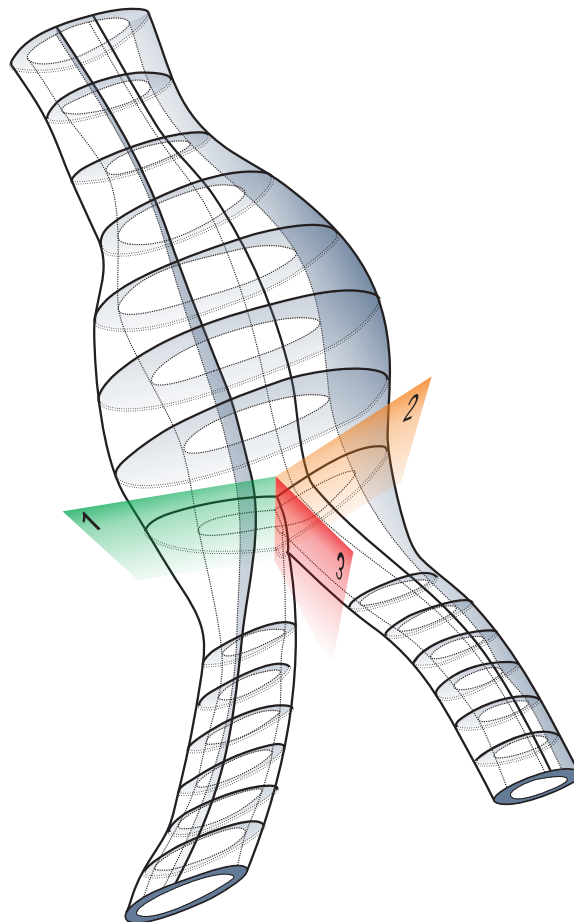
Пошто је немогуће детектовати границе зида аорте због ограничења технологија за аквизицију слика у овом раду се узима константна дебљина зида чије се контуре формирају додавањем треће серија контура које се заснивају на контурама ИЛТ-а (спољна граница сегментације). Позиције тачака контура зида се добијају померањем тачака контура ИЛТ-а у односу на њен центар за константну вредност (**Слика 4.10**).



Слика 4.10 Додавање треће серије контуре које представљају домен зида константе дебљине

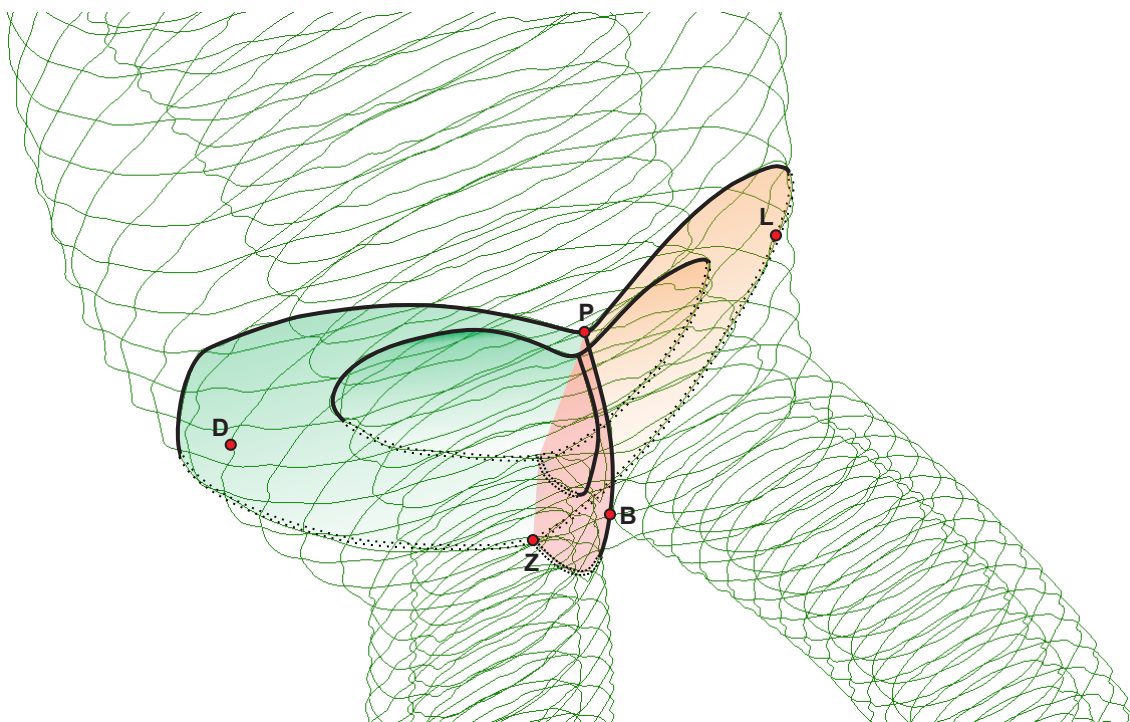
4.2. Реконструкција бифуркације

Први корак у реконструкцији бифуркације је подела геометрије аорте на три дела преко три равни које се секу у једној правој дефинисаној проксималним и дисталним тачкама P и Z (Слика 4.11). Три равни су дефинисане преко заједничке праве и још три тачке, леве L , десне D тачке бифуркације B . Позиција тачака које формирају заједничку линију пресека као и додатне три тачке су битан услов који директно утиче на поделу модела на три региона као и на квалитет коначне мреже. Ради једноставности и илустративних разлога на појединим сликама су приказани само унутрашњу и спољашњу слој аорте (лумен и зид) изузимајући контуре ИЛТ-а.



Слика 4.11 Подела геометрије бифуркације на три региона

Проксимална тачка P се поставља на предњи део геометрије зида изнад места гранања, дистална Z на задњи део геометрије зида изнад места гранања, тачка B се поставља непосредно испод места гранања. Лева и десна тачка L и D се постављају изнад тачака P и Z (Слика 4.12). Тачке P , Z дефинишу правац којим ће се вршити даља подела модела на сегменте.

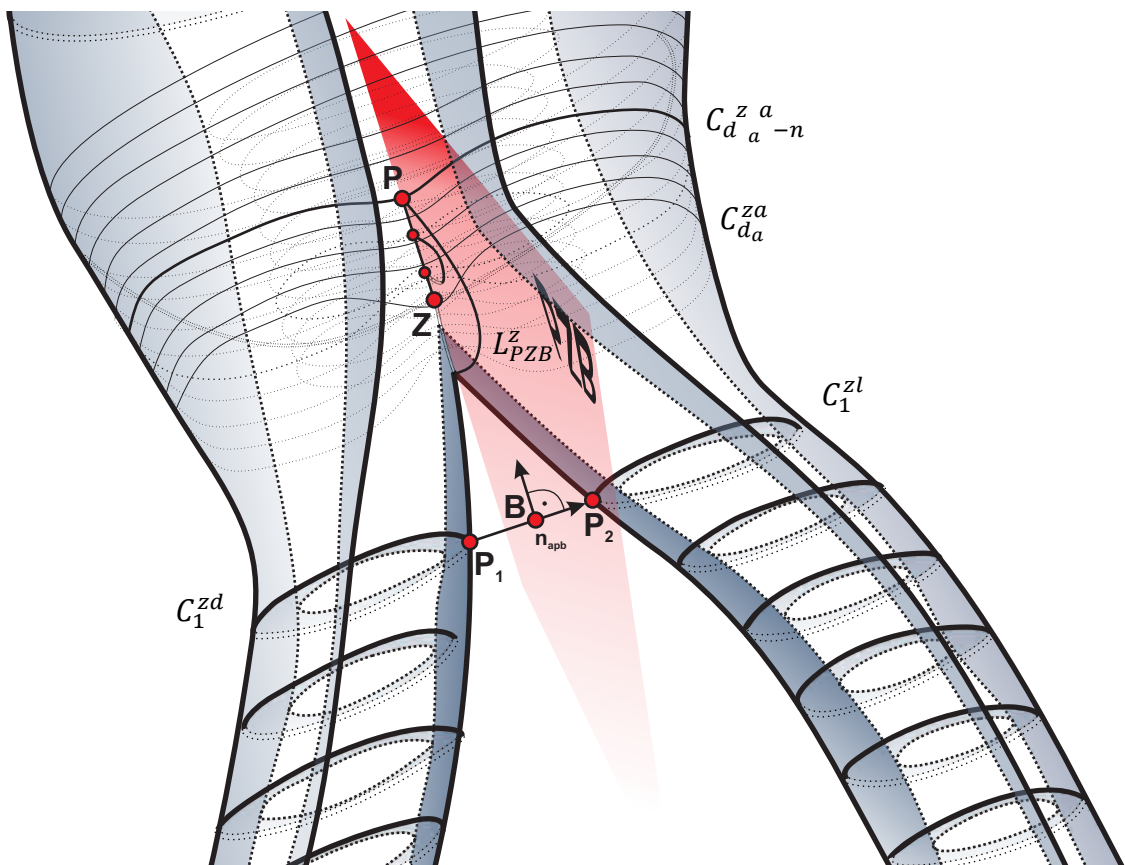


Слика 4.12 Распоред тачака које одређују геометрију бифуркације и лукови региона бифуркације

Правац PZ зависи од позиције целокупне аорте у простору. Аорта може бити под одређеним углом у простору и сходно са тим постоји и раван, под истим углом, која дели аорту на два дела (леви и десни). Прво се проналазе две најближе тачке P_1 и P_2 на почетним контурама зида илијачних артерија C_1^{zl} и C_1^{zd} које формирају линију P_1P_2 . Тачка B је тачка која се налази на половини растојања тачке P_1 и P_2 .

$$B = \frac{P_1 + P_2}{2} \quad 4.1$$

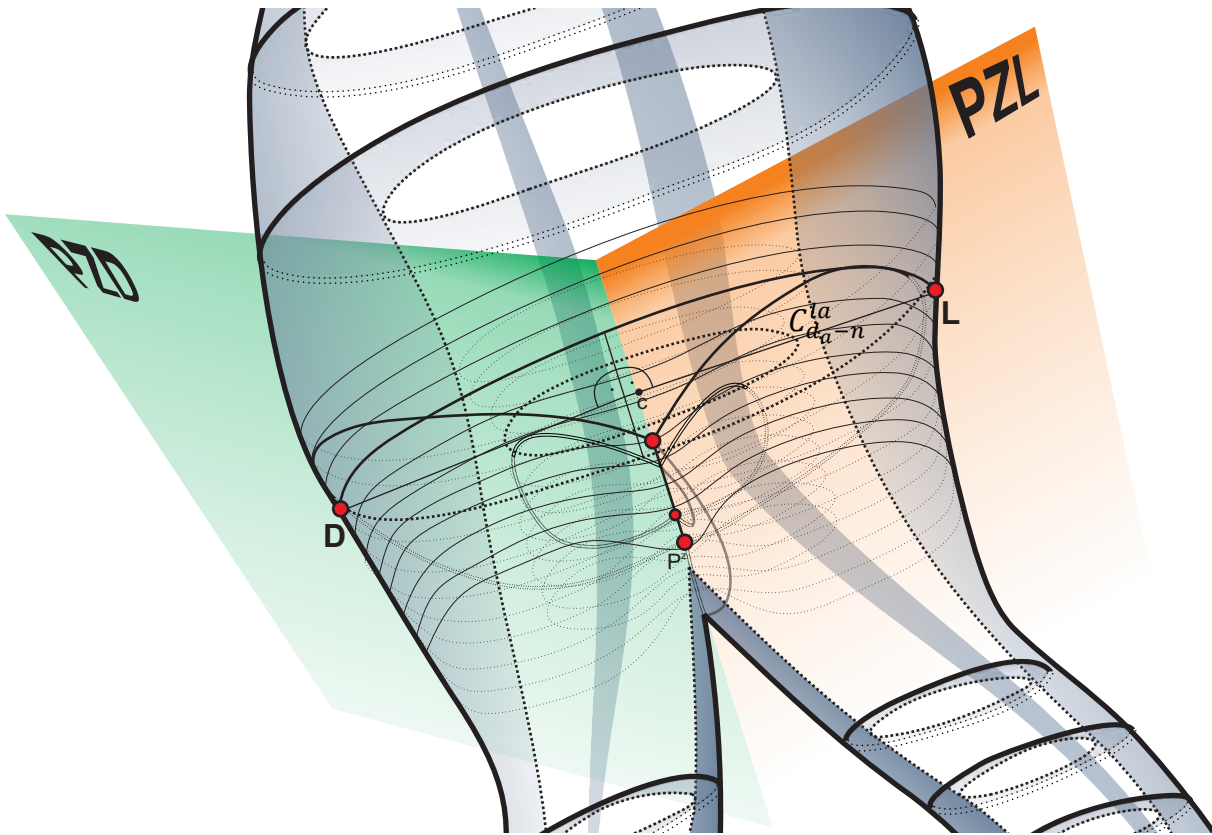
Пресечна равна PZB је дефинисана вектором нормале на ту равна $\vec{n}_{PZB} = \frac{P_1 - P_2}{|P_1 - P_2|}$ и тачке B . Пресеком n -те контуре аорте пре бифуркације лумена $C_{d_a-n}^{la}$, тромба $C_{d_a-n}^{ta}$ и зида $C_{d_a-n}^{za}$ са равни PZB добијају се тачке PZ сва три региона које леже на истој правој (Слика 4.13). Пресечне тачке равни PZB и контура лумена $C_{d_a-n}^{la}$ до $C_{d_a}^{la}$, тромба $C_{d_a-n}^{ta}$ до $C_{d_a}^{ta}$ и зида $C_{d_a-n}^{za}$ до $C_{d_a}^{za}$ формирају лук бифуркације лумена L_{PZB}^l , тромба L_{PZB}^t и зида L_{PZB}^z . Тачке је неопходно сортирати у смеру казаљке на сату. Тачке се сортирају тако да прва тачка лука $L_{PZB}^{l,t,z}$ је тачка P а задња тачка је тачка Z . Смер у коме ће бити сортиране тачке је произвољан али један усвојен смер мора да важи и за остале контуре.



Слика 4.13 Одређивање просторне оријентације модела и конструисање лукова бифуркације лумена, тромба и зида L_{PZB}^l , L_{PZB}^t и L_{PZB}^z на основу пресечне равни PZB

Тачке L и D су тачке које се налазе на $2n$ контура региона лумена пре бифуркације а њихова позиција зависи од оријентације равни PZB . На контури $C_{d_a-2n}^{la}$ се проналазе пресечне тачке P_{d_a-2n} , Z_{d_a-2n} равни PZB и контуре $C_{d_a-2n}^{la}$. Тачка L је она тачка контуре $C_{d_a-2n}^{la}$ која са вектором формираног од пресечних тачака гради угао од $\frac{\pi}{2}$ и налази се на

левој страни аорте док тачка D је под углом $\frac{\pi}{2}$ и налази се на десној страни аорте (Слика 4.14).



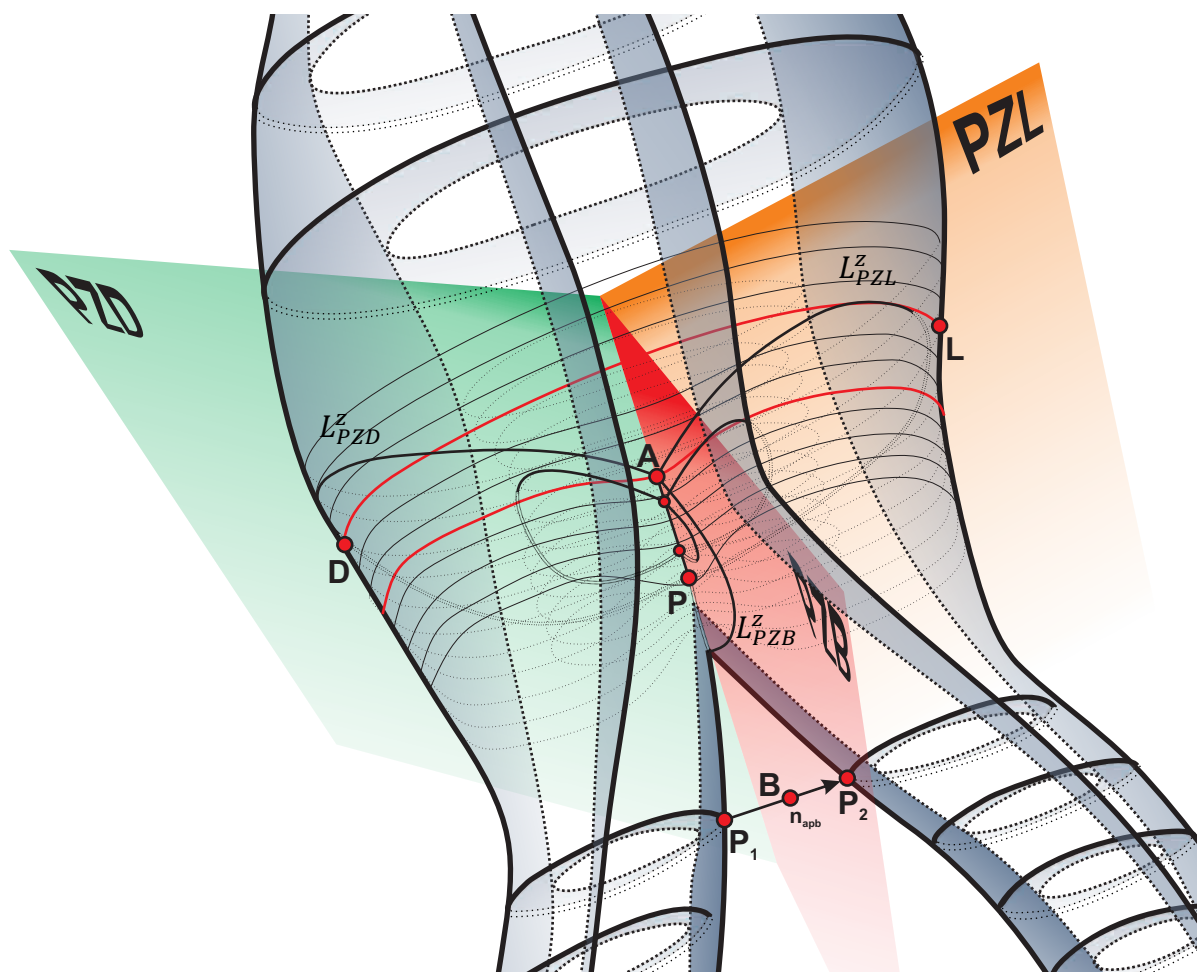
Слика 4.14 Одређивање тачака L и D на контурама $C_{d_a-2n}^{la}$ и $C_{d_a-2n}^{za}$

Тачке L , D и вектор \overrightarrow{PZ} формирају раван PZL односно раван PZD . Лукови бифуркације L_{PZL}^l и L_{PZD}^l се формирају проналажењем пресека равни PZL и PZD са контурама $C_{d_a-n}^{la}$ до C_1^{la} . Последња контура лумена аорте C_{PZL}^{la} која има пресек са равни PZL дефинише последњу тачку или тачке лука L_{PZL}^l односно последња контура C_{PZD}^{la} која има пресек са равни PZD дефинише последње тачке лука L_{PZD}^l . Индекс последње контуре лумена аорте C_p^{la} пре геометрије бифуркације је одређена минимумом индекса контура C_{PZL}^{la} и C_{PZD}^{la} .

$$p = \min(PZL, PZD) \in (1 \dots d_a) \quad 4.2$$

Како би се обезбедило да лукови бифуркације лумена $L_{PZB}^l, L_{PZL}^l, L_{PZD}^l$, тромба $L_{PZB}^t, L_{PZL}^t, L_{PZD}^t$ и зида $L_{PZB}^z, L_{PZL}^z, L_{PZD}^z$ буду у истој равни приликом одређивања тачака лукова тромба и зида користе се исте равни PZB , PZL и PZD које су одређене на основу

геометрије лумена. Након овог корака реконструкције добија се комплетна геометрија бифуркације (Слика 4.15).

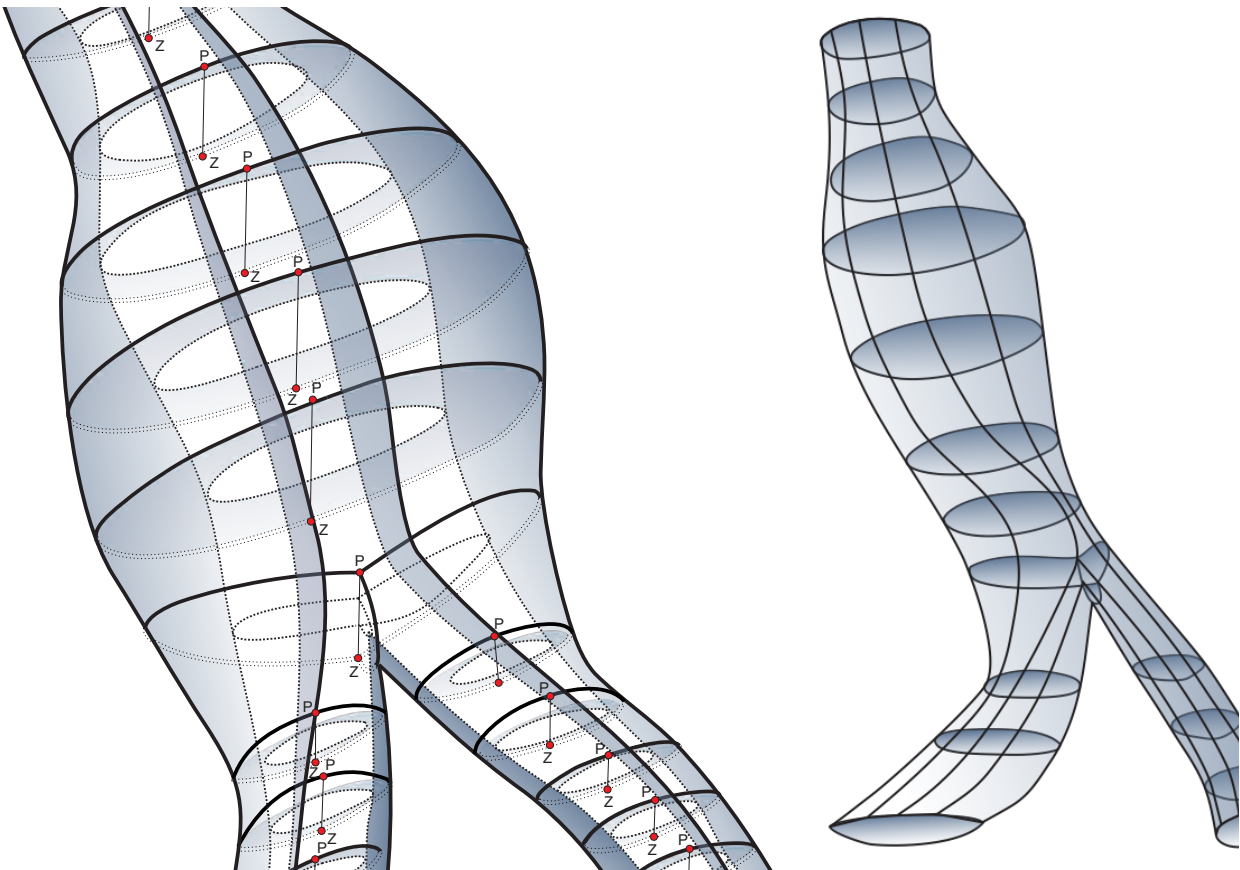


Слика 4.15 Геометрија бифуркације лумена и зида

4.3. Подела геометрије аорте на сегменте

Целокупну геометрију модела састављену из контура је неопходно поделити на сегменте састављене из лукова који одговарају луковима бифуркације. Подела геометрије модела се врши поделом свих грана на основу вектора правца \widehat{PZ} . Контуре сваке гране сва три региона, лумена, тромба и зида, се деле пресеком са равни која је дефинисана вектором нормале \hat{n}_{pzb} и тачком у контури (Слика 4.16). Код гране аорте врши се подела само оних контура које се налазе пре лукова бифуркације тј. чији је индекс мањи од индекса p (4.2). Код асиметричних аорти раван PZB на основу који је формиран лук $L_{PZB}^{l,t,z}$ је ексцентрично постављен у односу на главну грану аорте а између

лукова $L_{PZL}^{l,t,z}$ и $L_{PZD}^{l,t,z}$ је присутна диспропорција која одговара облику аорте. Како би лукови контура главне гране у непосредној близини контура бифуркације имале исти однос њихова подела се врши на основу равни која је оријентисана као и PZB раван али јој померај у односу на центар контуре варира. Позиције равни која их полови је најближа тачки бифуркације B код контура које су у непосредној близини контура бифуркације док се удаљавајући од бифуркације помера ка центру контуре. На тај начин је избегнут нагли прелаз између бифуркације и лукова контура главне гране као и неадекватна подела левог и десног региона главне гране. Контуре илијачних грана се за разлику од главне гране деле на лукове на основу равни која је позиционирана у центру контуре и није неопходно задавати померај у односу на њега.



Слика 4.16 Подела контура лумена и зида на сегменте на основу PZC равни

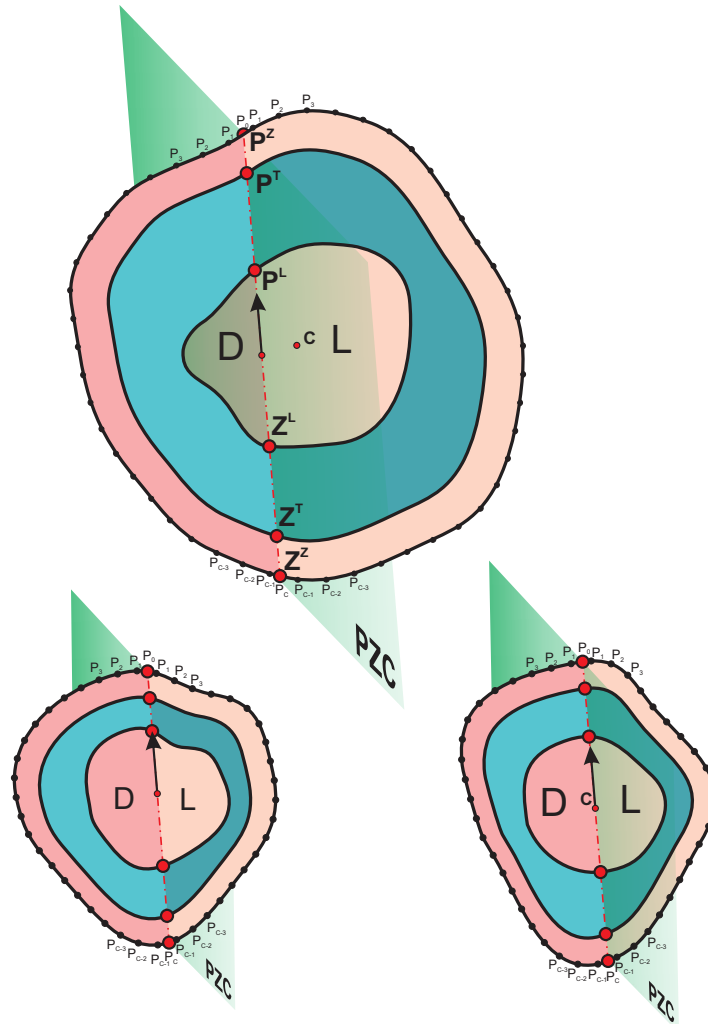
Проналажењем пресечних тачака i те контуре C_i^{rg} и равни врши се подела контуре на два лука

$$L_{si}^{rg}$$

4.3

r – регион, g – грана, s – сегмент (леви l или десни d), i индекс лука

леви L_{li}^{rg} и десни L_{di}^{rg} чије се тачке сортирају у супротнима смеровима тако да почетна тачка оба лука почињу од тачке пресека P а завршавају се у тачки пресека Z . Свака грана се дели на леви и десни сегмент. На тај начин се формирају лукови аорте $L_{li}^{al,t,z}$, $L_{di}^{al,t,z}$, леви $L_{li}^{il,t,z}$, $L_{di}^{il,t,z}$ и десне $L_{li}^{il,t,z}$, $L_{di}^{il,t,z}$ илијачне гране сва три региона l, t, z .



Слика 4.17 Подела контура на леви и десни лук на основу PZC пресечних равни

Целокупна геометрија аорте се на овај начин луковима дели на осамнаест сегмената где сваки сегмент гране сваког региона је састављен из лукова подељених на основу APC равни са уређеним тачкама по описаном редоследу.

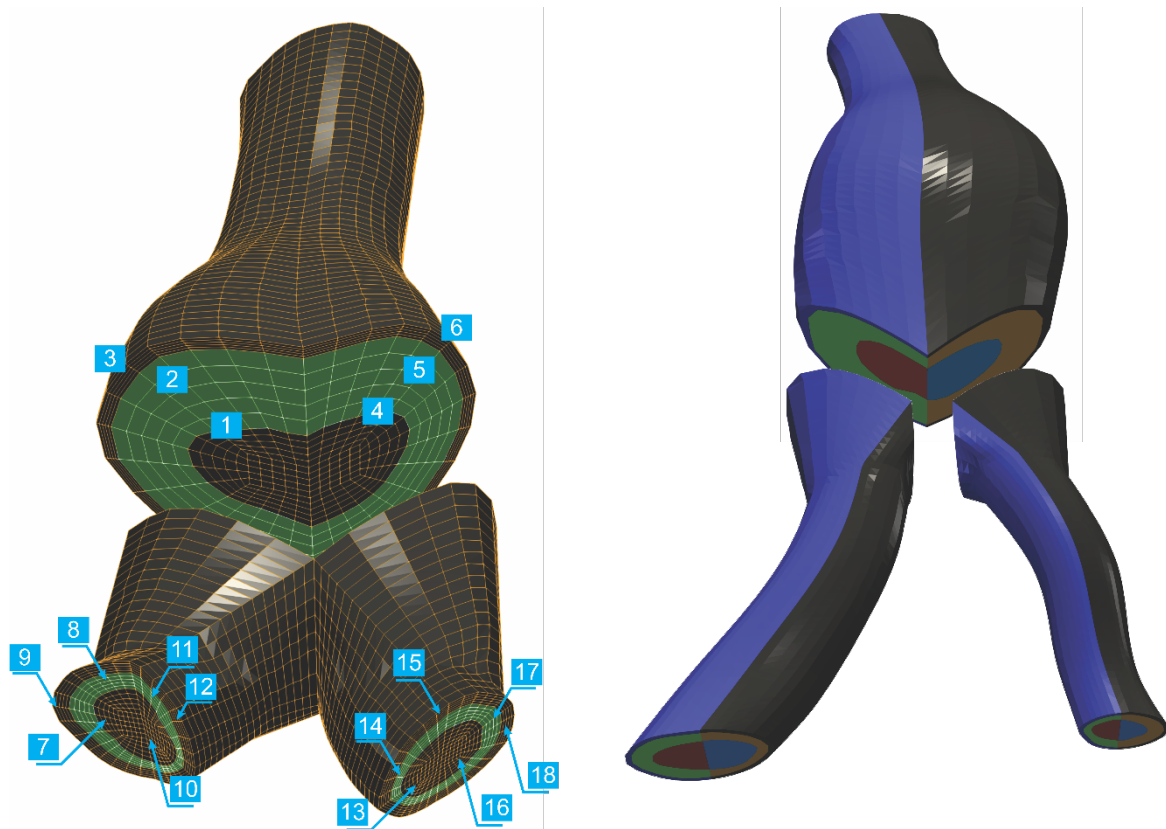
$$S_s^{rg}$$

4.4

r – регион, g – грана, s – сегмент (леви l или десни d)

Спајањем одговарајућих тачака лукова сваког региона и лукова бифуркације формирају се аксијалне параметарске криве. тј. добија се дванаест параметарских површина.

Левом сегменту аорте $S_l^{l,t,z a}$ се додају тачке лука бифуркације $L_{PZL}^{l,t,z}$ а десном сегменту $S_d^{l,t,z a}$ тачке лука $L_{PZD}^{l,t,z}$. Левом сегменту леве илијачне артерије $S_l^{l,t,z l}$ се додају тачке лука $L_{PZL}^{l,t,z}$ а десном сегменту $S_d^{l,t,z l}$ тачке лука $L_{PZB}^{l,t,z}$. Левом сегменту десне илијачне артерије $S_l^{l,t,z d}$ се додају тачке лука $L_{PZB}^{l,t,z}$ а десном сегменту $S_d^{l,t,z d}$ тачке лука $L_{PZD}^{l,t,z}$. Број кривих које се формирају по сегменту зависи од параметра d_c којим је дефинисан број тачака које ће се интерполирати на сваком луку.

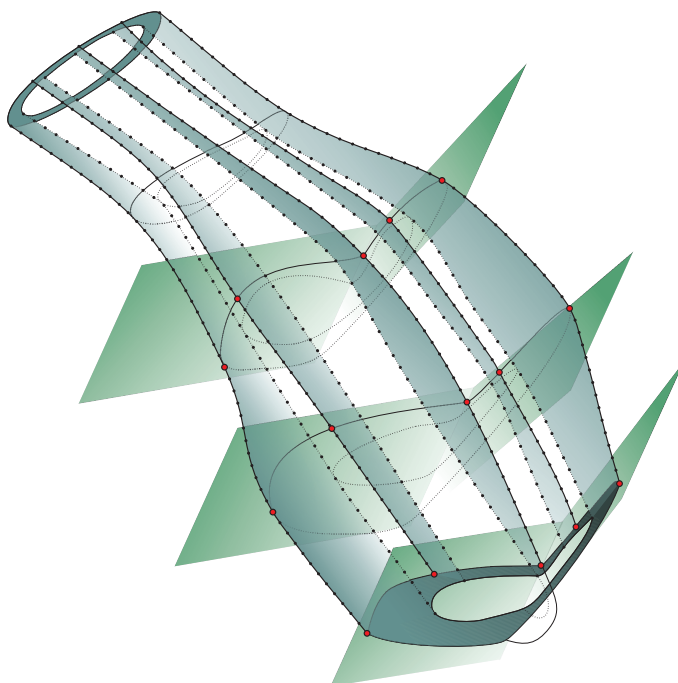


Слика 4.18 Осамнаест група аксијалних параметарских кривих

На овај начин је извршено формирање региона бифуркације преко шест група параметарских површина за сваки регион које су у потпуности дефинисане параметарским кривама у свим деловима. Захваљујући луку PZB направљен је постепен прелаз који одговара правом облику региона бифуркације.

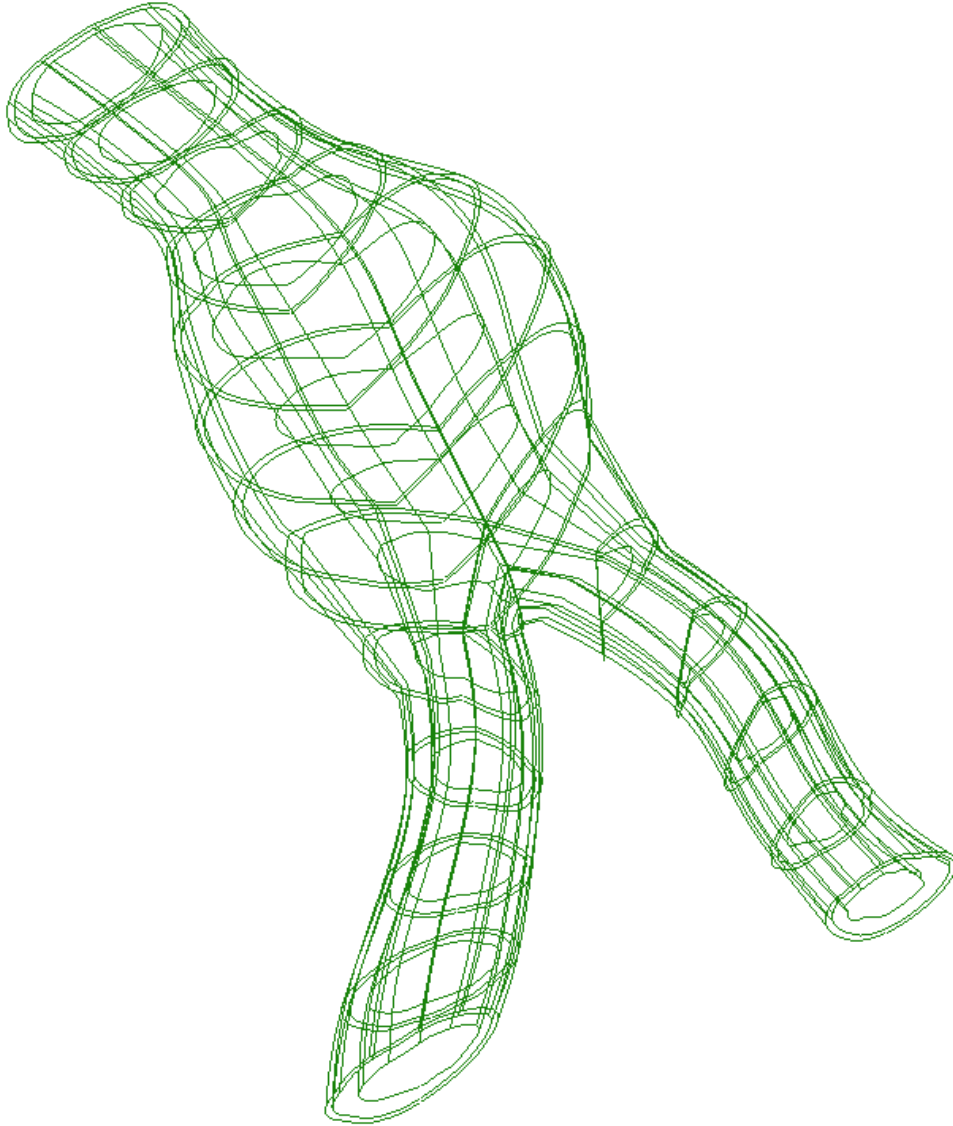
4.4. Лукови сегмената модела

Конструисање лукова сваког од сегмената се врши користећи криве које их описују. На тај начин се добија равномерна распореда лукова у свим деловима сегмената и попуњава се регион бифуркације. Како би се обезбедио што већи квалитет мреже неопходно је да лукови истих сегмената различитих региона леже у истим равнима. Због тога се бира спољни регион као референтни код кога се по већ описаној процедури формирају пресечне равни на основу групе тројки тачака кривих сегмента са индексима $0, \frac{d_c}{2}$ и d_c . Укупан броја равни који ће се формирати директно утиче на број слојева хексаедарских елемената. Број равни сегмената исте гране свих региона, лумена, тромба зида мора да буде исти како би дошло до поклапања суседних елемената између суседних сегмената исте гране и између суседних елемената региона. Интерполацијом тројки тачака дуж изабраних аксијалних кривих сегмената референтног региона у опсегу контролног параметара сплајнова t од 0 до 1 са кораком $\frac{1}{div_a}, \frac{1}{div_l}, \frac{1}{div_d}$ добија се шест група пресечних равни свих осамнаест сегмената целокупне геометрије (Слика 4.19).



Слика 4.19 Пресечне равни сегмената на основу којих се формирају лукови сегмената

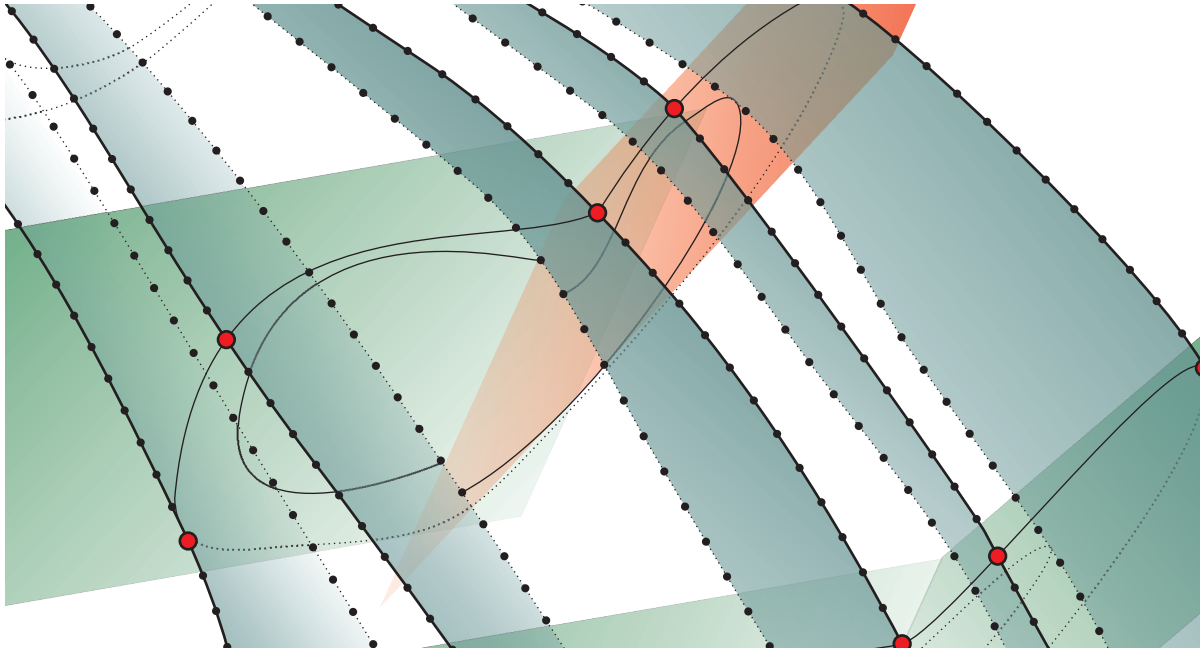
Пресеком одговарајуће групе равни са одговарајућим сегментом тј. групом уређених параметарских лонгитудиналних кривих дају лукове сегмената у жељеној подели.



Слика 4.20 Лукови сегмената добијени пресеком параметарских кривих сегмената $S_s^{l,t,zg}$ ($s = l, d$) и одговарајућих равни

Лукови суседних сегмената референтног региона имају заједничку почетну и крајњу тачку. То је последица тога што су пресечне равни формиране користећи тачке заједничких линија. Прва са индексом 0 и задња крива са индексом d_c суседних региона су идентичне. Пресеком равни суседних региона заједничком линијом даје идентичне тачке у референтном региону али не и у региону који није референтан због различите геометрије региона (**Слика 4.21**). Због тога је неопходно извршити још један корак

постпроцесирања добијених лукова овог региона. Почетне и крајње тачке које се не додирују се налазе на истом кривој $f(t)$ али на различитој природној координати t .



Слика 4.21 Проблем раздвајања суседних кривих лукова региона које нису референтни

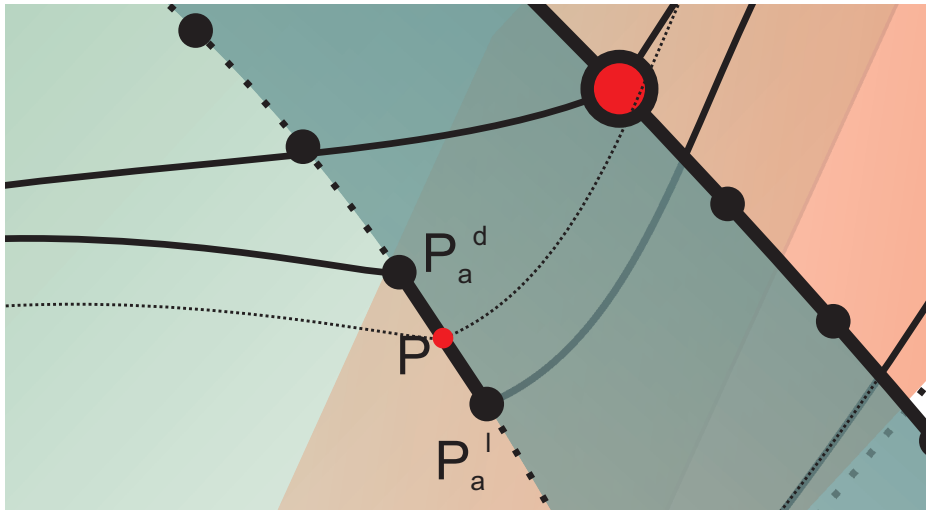
Ако посматрамо тачке P_A^l и P_A^d које се налазе на координатама t_{a1} и t_{a2} криве $f(t)$

$$\begin{aligned} P_A^l &= f(t_{a1}) \\ P_A^d &= f(t_{a2}) \end{aligned} \quad 4.5$$

Заједничка тачка P_a коју треба да деле суседни лукови је она која се налази преко координате t_a на заједничкој криви $f(t)$

$$P_a = f\left(\frac{t_{a1} + t_{a2}}{2}\right) \quad 4.6$$

Чиме се елиминишу раздвојени лукови што је неопходан услов за формирање мреже коначних елемената на основу њих (**Слика 4.22**).



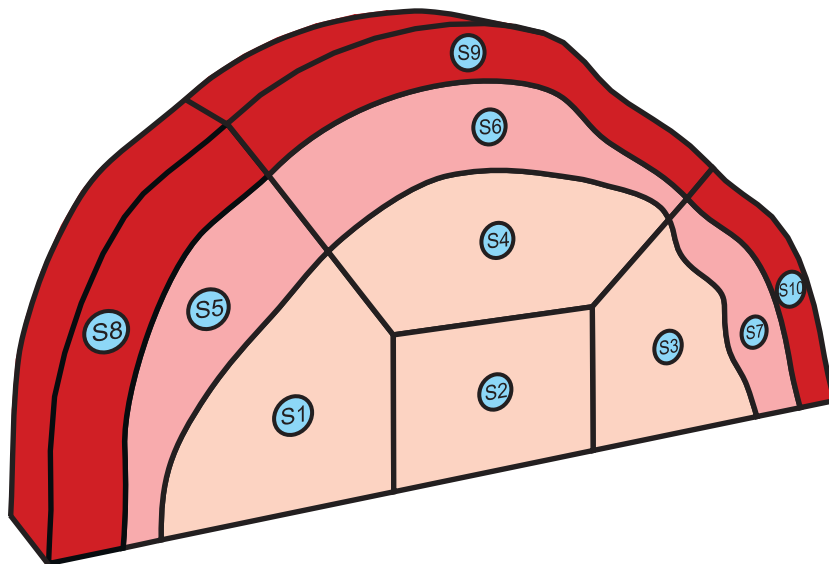
Слика 4.22 Спајање суседних кривих лукова региона које нису референтни преко исте природне координате



Слика 4.23 Осамнаест сегмената аорте сва три региона, лумена, ИЛТ-а и зида аорте формираних од лукова контура

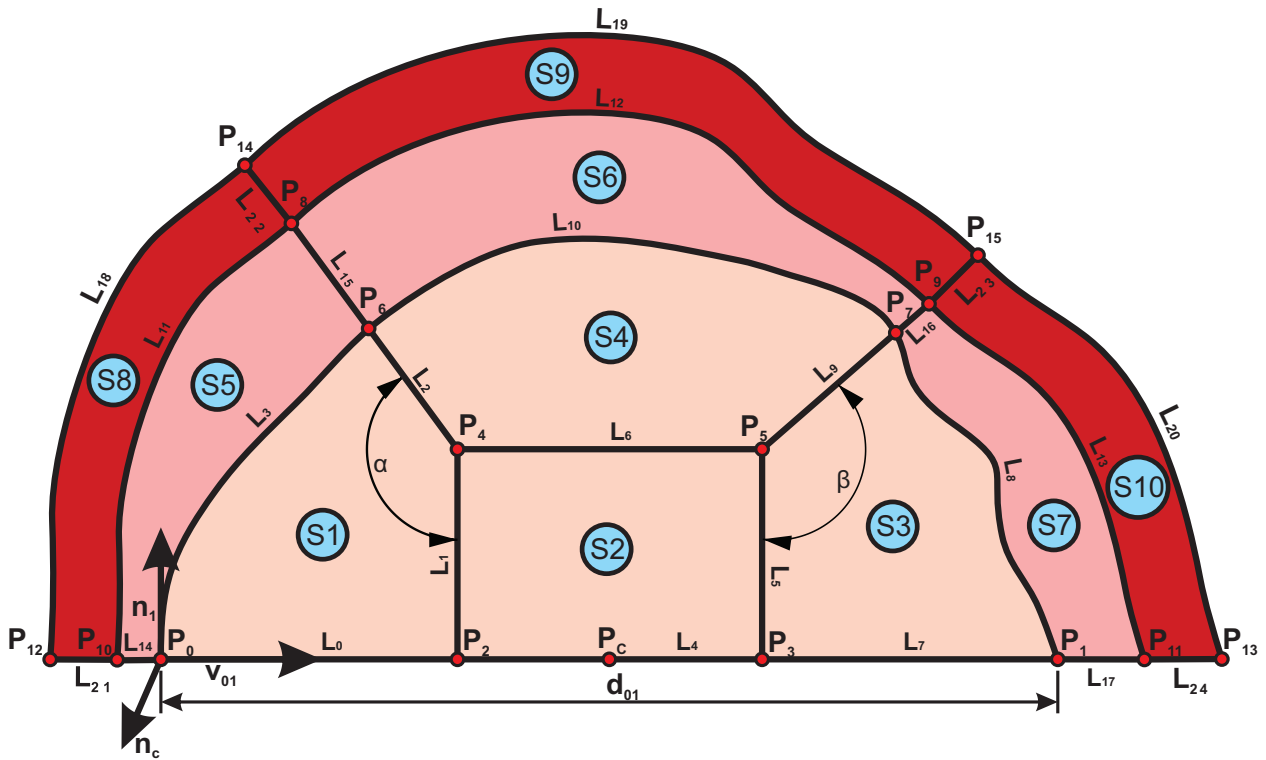
4.5. Попречни пресеци сегмената

Попречни пресеци сегмената се користе за генерисање дводимензионалних правоугаоних елемената на основу којих ће се направити и тродимензионални елементи њиховим спајањем. Од облика попречног пресека директно утиче квалитет мреже па је битно извршити његову адекватну поделу на површине једноставног облика. Облик попречног пресека је одређен луковима сегмената. Основна форма је полукружног облика и добија се његовим затварањем спајањем прве $L_{si_0}^{rg}$ и последње тачке $L_{si_{d_c}}^{rg}$. Након поделе попречног пресека добија се површина P_{si}^{rg} од чијих делова ће бити направљени дводимензионални елементи (Слика 4.24).



Слика 4.24 Попречни пресек сегмената лумена, тромба и зида и површина за генерисање мреже

Тачке P_2 и P_3 се налазе на $\frac{d_{01}}{3}$ односно $\frac{2 \cdot d_{01}}{3}$ од тачке P_0 где је d_{01} растојање између тачака P_0 и P_1 у правцу вектора $\widehat{v}_{01} = \frac{\vec{P}_1 - \vec{P}_0}{|\vec{P}_1 - \vec{P}_0|}$. Тачка P_4 и P_5 су тачке које се налазе на половини растојања између тачке на средини лука L_{si}^{rg} и центра површине P_c у правцу нормале $\vec{n}_1 = \vec{n}_c \times \widehat{v}_{01}$ од тачака, P_2 односно P_3 где је \vec{n}_c нормала попречног пресека. Тачке P_6 и P_{10} су тачке лука лумена $S_{si_j}^{lg}$ и зида $S_{si_m}^{zg}$ које граде угао од $\frac{3 \cdot \pi}{4}$ са вектором $\vec{v}_{24} = \vec{P}_2 - \vec{P}_4$. Такође тачке P_7 и P_{10} су тачке лука лумена $S_{si_k}^{lg}$ и зида $S_{si_n}^{zg}$ које граде угао од $\frac{3 \cdot \pi}{4}$ са вектором $\vec{v}_{35} = \vec{P}_3 - \vec{P}_5$ (Слика 4.25).



Слика 4.25 Геометрија попречног пресека

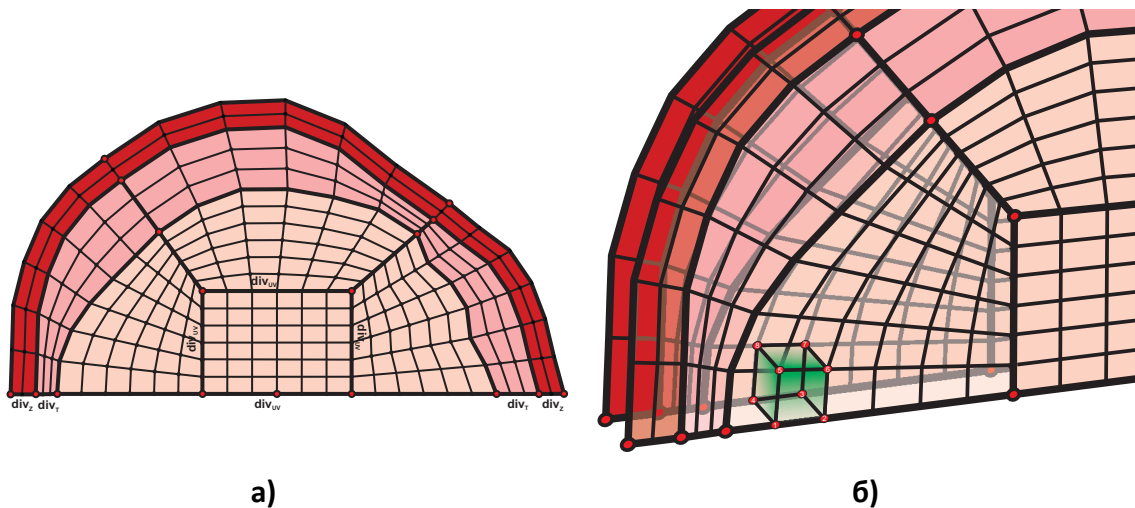
Када су креиране тачке пресека спајањем одговарајућих добијају се линије пресека где се криве L_3, L_{10} и L_8 састоје од тачака лука лумена $L_{si_0}^{lg} - L_{si_j}^{lg}$, $L_{si_j}^{lg} - L_{si_k}^{lg}$, $L_{si_k}^{lg} - L_{si_{dc}}^{lg}$. Криве L_{11}, L_{12} и L_{13} се састоје од тачака лука ИЛТ-а $L_{si_0}^{rg} - L_{si_m}^{rg}$, $L_{si_m}^{rg} - L_{si_n}^{rg}$, $L_{si_n}^{rg} - L_{si_{dc}}^{rg}$ и криве L_{18}, L_{19} и L_{20} се састоје од тачака лука зида $L_{si_0}^{zg} - L_{si_m}^{zg}$, $L_{si_m}^{zg} - L_{si_n}^{zg}$, $L_{si_n}^{zg} - L_{si_{dc}}^{zg}$. Линије формирају површине пресека на основу којих се праве правоугаони елементи попречног пресека (Слика 4.26).



Слика 4.26 Површине попречних пресека лукова свих сегмената целог модела

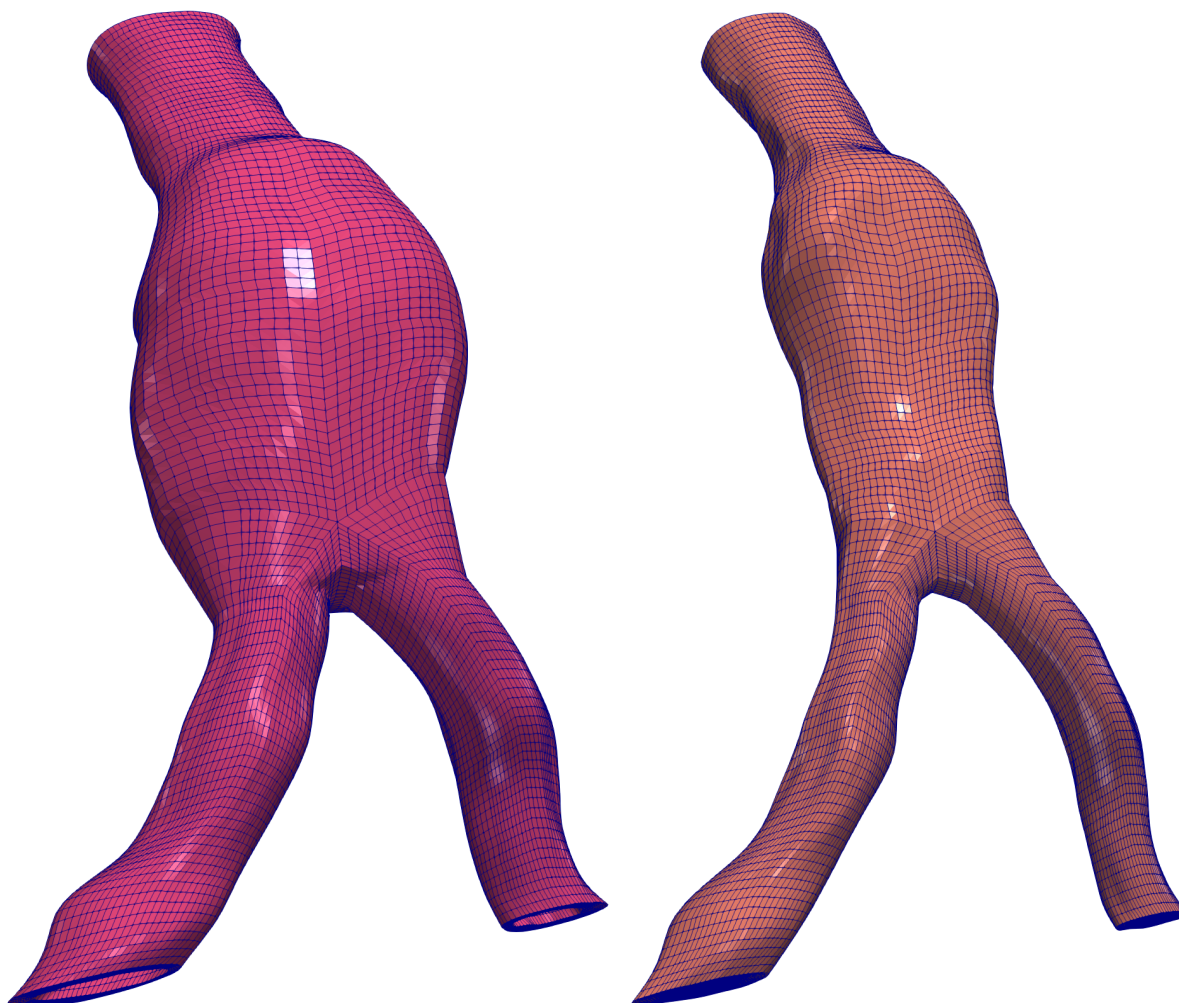
4.6. Тродимензионална мрежа коначних елемената

Све површине попречних пресека сваког сегмента се састоје од параметарских линија. Свака површина се дели на правоугаоне елементе чији број зависи од променљивих div_{UV} тако да се свака страница дели на div_{UV} делова и $div_{UV} + 1$ тачака је укупан број елемената по површини div_{UV}^2 у региону лумена, односно $div_{UV} \cdot div_t$ у региону тромба и $div_{UV} \cdot div_z$ у региону зида. Прво се врши подела страница U површина на $div_{UV} + 1$ тачака. Спајањем наспрамних тачака добијају се V странице. Поделом V страница лумена на $div_{UV} + 1$, тромба на $div_t + 1$, и зида на $div_z + 1$ тачака добијају се чворови 2Д елемената и на крају спајањем одговарајућих чворова добијају се и 2Д елементи попречног пресека (Слика 4.27).



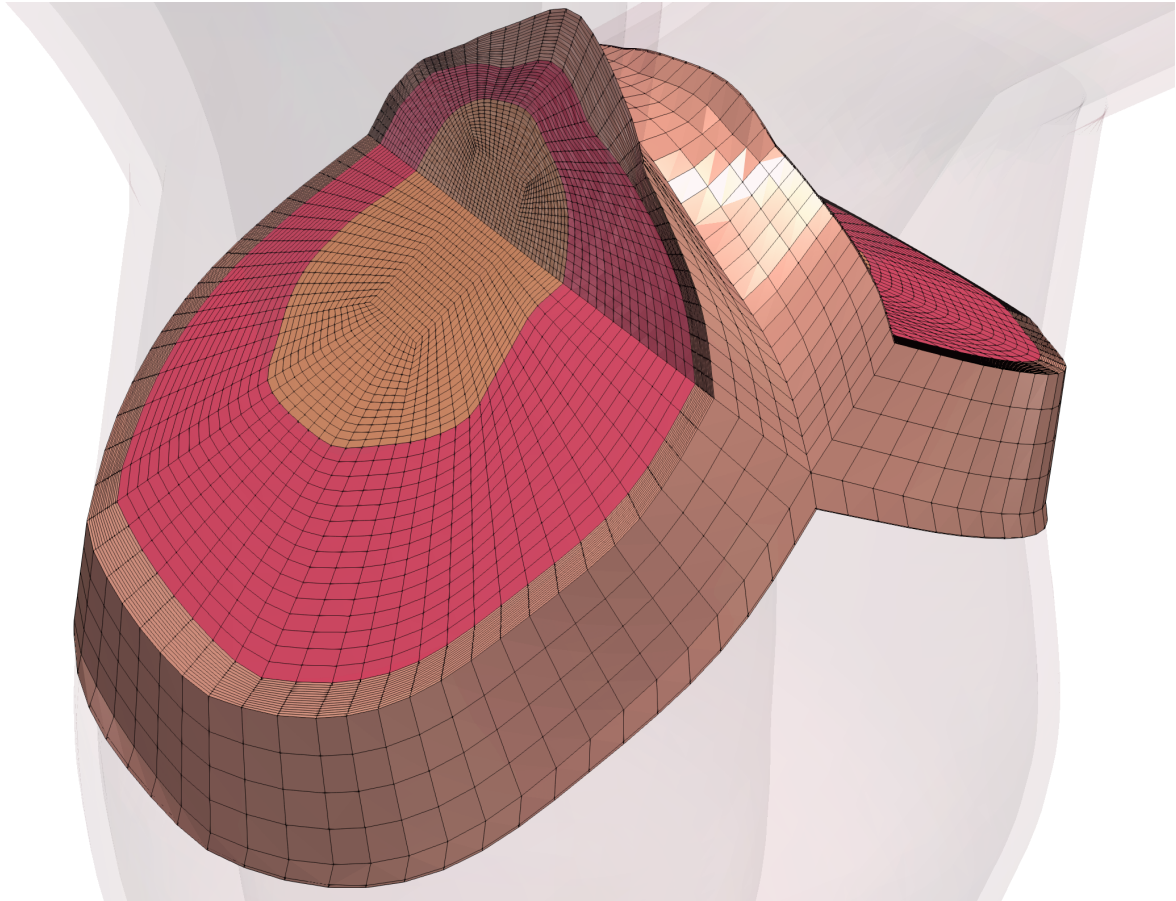
Слика 4.27 а) четворочворни 2Д елементи површина попречних пресека сегмената и б) формирање тродимензионалних хексаедарских елемената на основу њих

Чворови наспрамних 2Д елемената суседних попречних пресека представљају чворове хексаедарског 3Д елемента. Спајањем одговарајућих 2Д елемената на овај начин свих попречних пресека свих сегмената добија се тродимензионална мрежа целог модела (Слика 4.27 б).

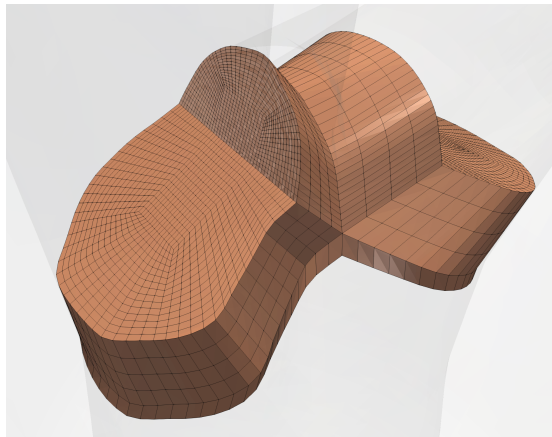


Слика 4.28 Тродимензионална мрежа хексаедарских коначних елемената лумена и зида

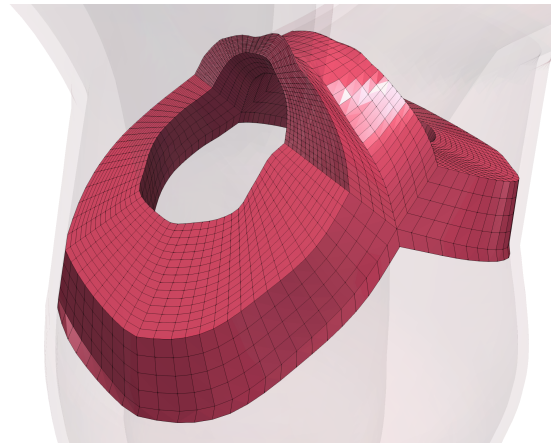
Захваљујући подели модела на сегменте представљене преко попречних пресека у виду лукова добија се мрежа високог квалитета у свим деловима модела (Слика 4.28 - Слика 4.31) а пре свега у региону бифуркације (Слика 4.29).



а)

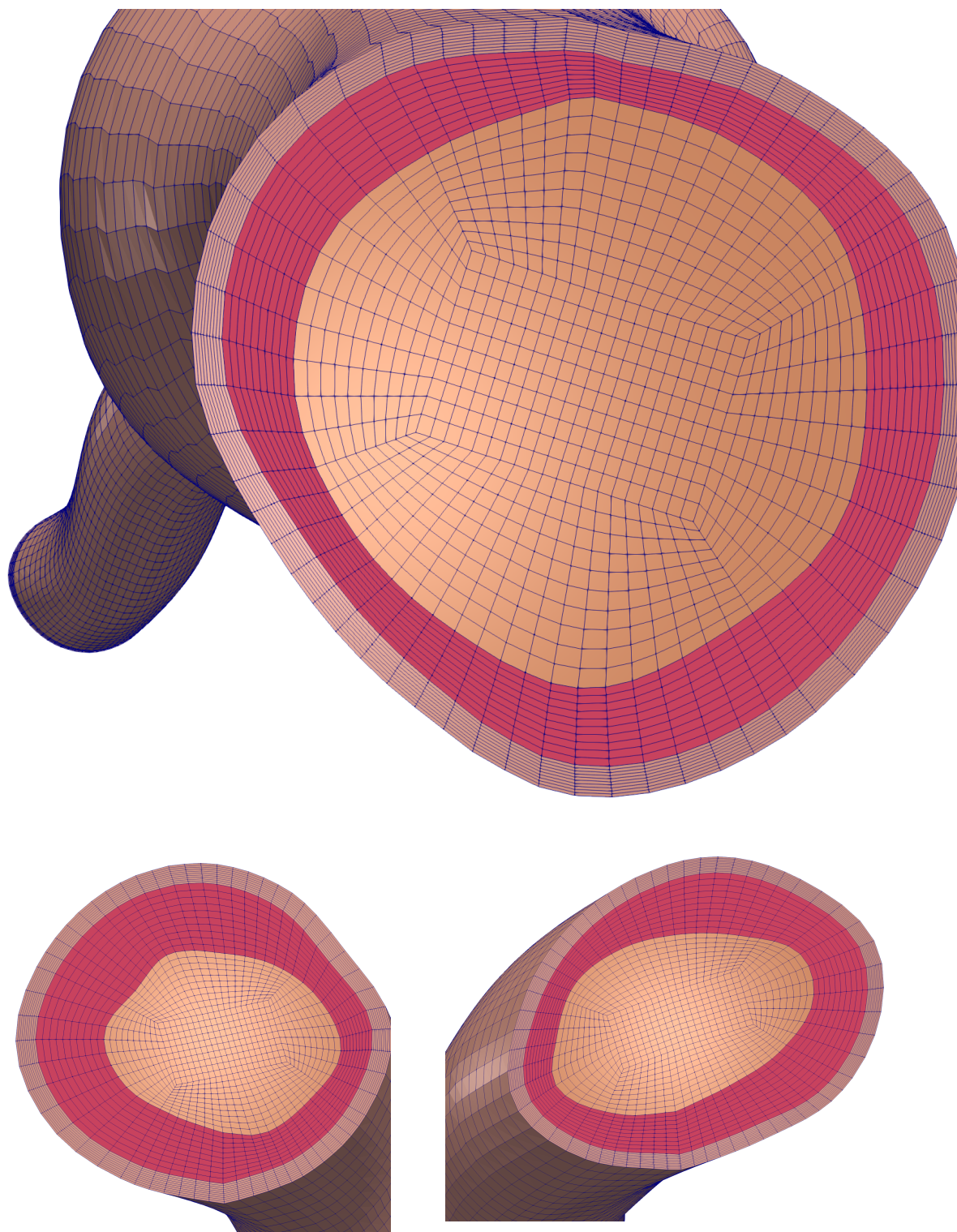


б)

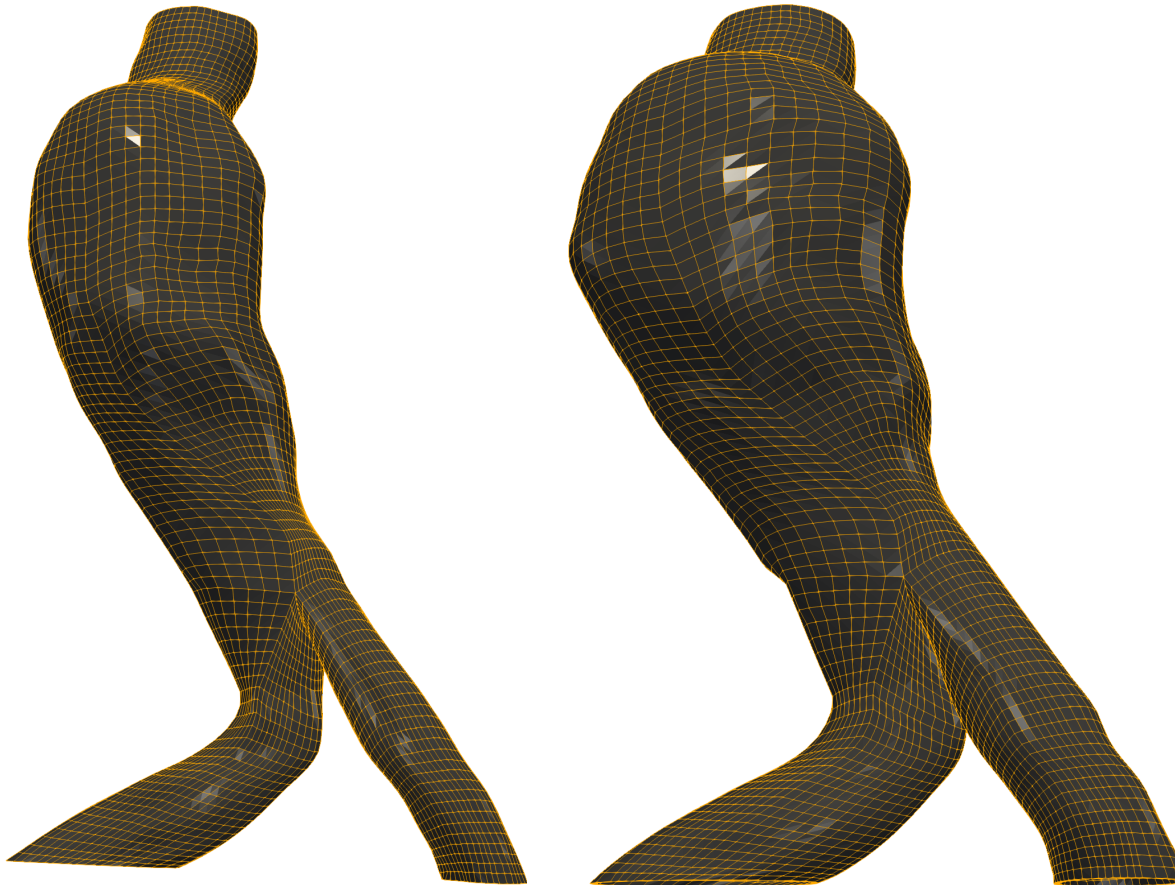


ц)

Слика 4.29 а) Мрежа 3Д хексаедарских коначних елемената лумена, ИЛТ и зида у области бифуркације, б) лумен, ц) ИЛТ



Слика 4.30 Мрежа 3Д хексаедарских коначних елемената на попречном пресеку



Слика 4.31 Тродимензионална мрежа хексаедарских коначних елемената лумена и зида модела са асиметричном бифуркацијом

4.7. Оцена квалитета мреже

Апроксимација резултата као и конвергенција водећих парцијалних диференцијалних једначина које се користе у МКЕ директно зависи од квалитета коначних елемената мреже направљене у претходном кораку. Са друге стране потреба да се геометрија пацијента што верније прикаже директно утиче на тачност прорачуна⁴⁹. Процена квалитета мреже је неопходна како би се добила адекватна слика о заступљеношћу деформисаних елемената као и елемената са негативном запремином који у великој мери утичу на тачност резултата и спречавају конвергенцију.

Постоји више фактора којим се процењује квалитет мреже и њено стање са аспекта употребе у нумеричким симулацијама који зависе од типа симулације и од жељених резултата. Скалирани Јакобијан J_k се врло често користи за оцену квалитета мреже у анализи чврстих структура⁴² који се за центар елемента, $k = 0$, рачуна преко

принципијелних оса сваког чвора k хексаедарског елемента, $k \in [1, \dots, 8]$ као троструки скаларни производ страница e_{k1}, e_{k2}, e_{k3} које деле тај чвор (4.7).

$$J_k = e_{k1} \cdot (e_{k2} \times e_{k3}) \quad 4.7$$

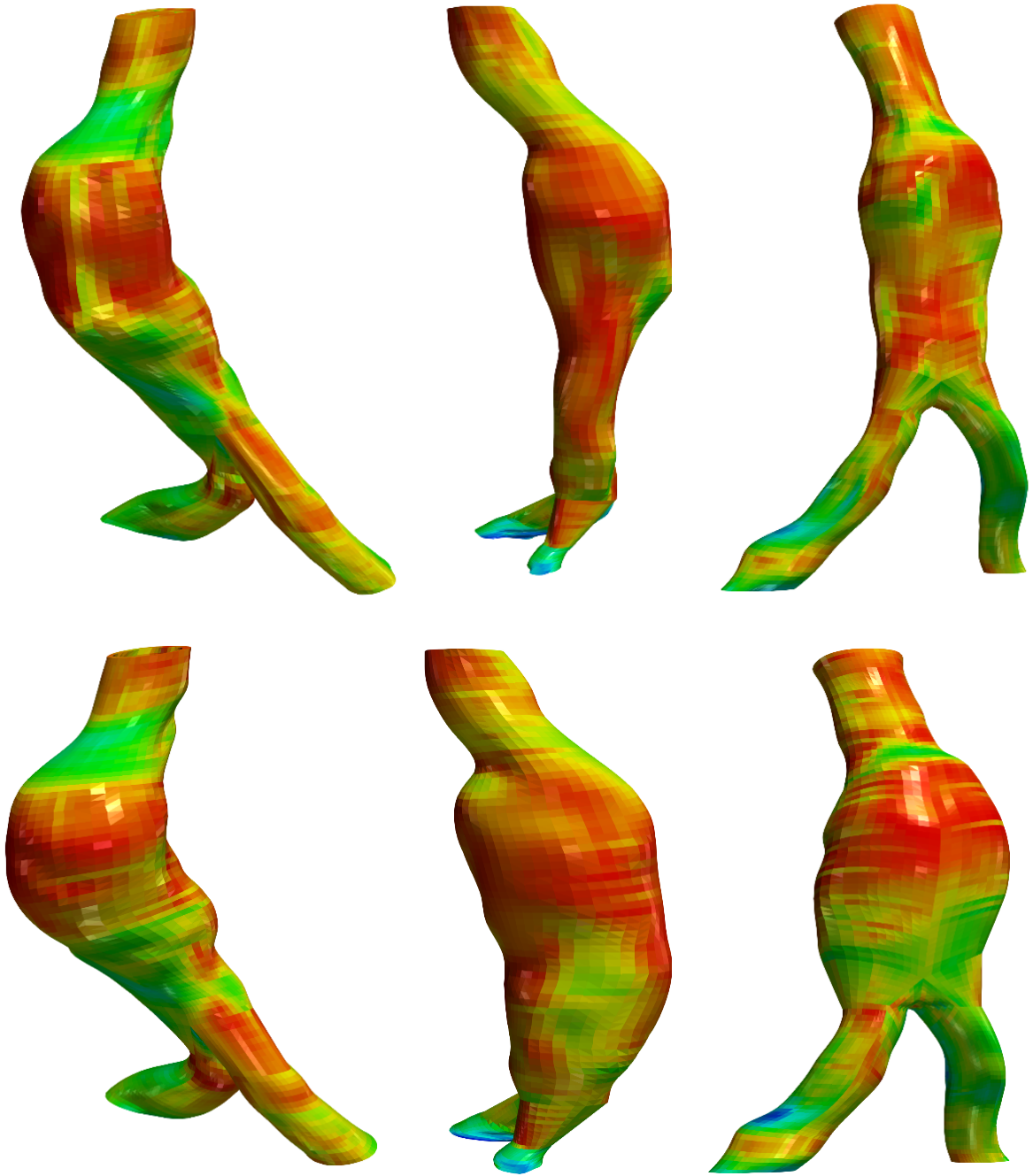
Укупан вредност је једнака запремини шест тетраедра које ове три ивице формирају. Скалирани Јакобијан J елемента је једнак минималној вредности Јакобијана свих чворова подељених са дужинама одговарајућих ивица (e_{k1}, e_{k2}, e_{k3})

$$J = \min_{k \in [0, \dots, 8]} \left[\frac{J_k}{\|e_1\| \|e_2\| \|e_3\|} \right] \quad 4.8$$

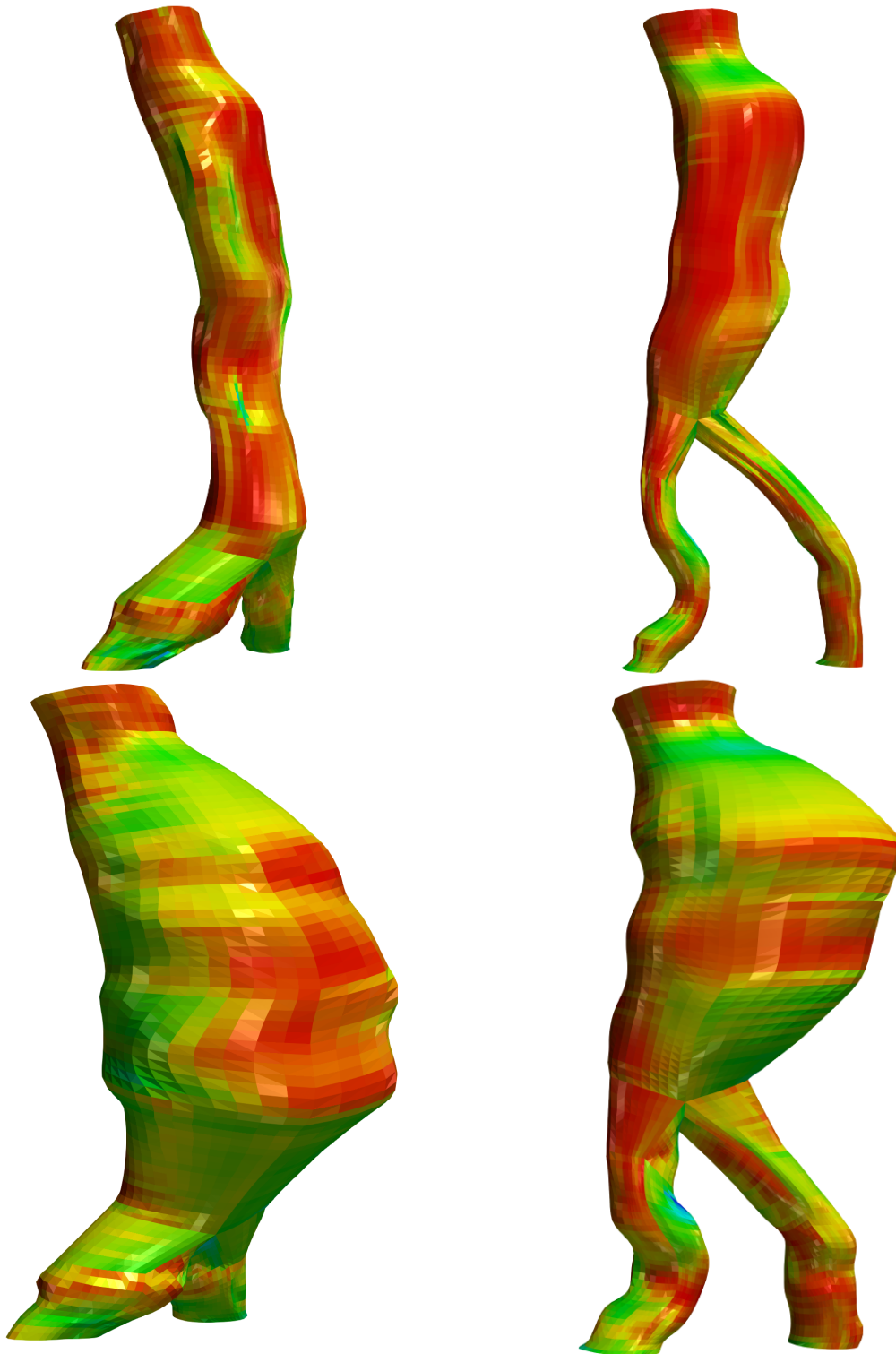
Скалирани Јакобијан се креће у опсегу $[-1, 1]$ где је најгори елемент има вредност -1 а најбољи 1 где су за МКЕ анализу подобни само елементи са позитивним вредностима.⁴⁹ Скалирани Јакобијан је применљив само за регуларне хексаедарске елементе који имају осам чворова на различитим просторним локацијама.

Алгоритам је тестиран на основу сегментираних слика седам пацијената са анеуризмама абдоминалне аорте и у стању је да генерише мрежу од 125,000 елемената за око 110 секунди користећи “Intel I7 6700 HQ” процесор на 3.5 GHz са “16 GB DDR4 RAM”.

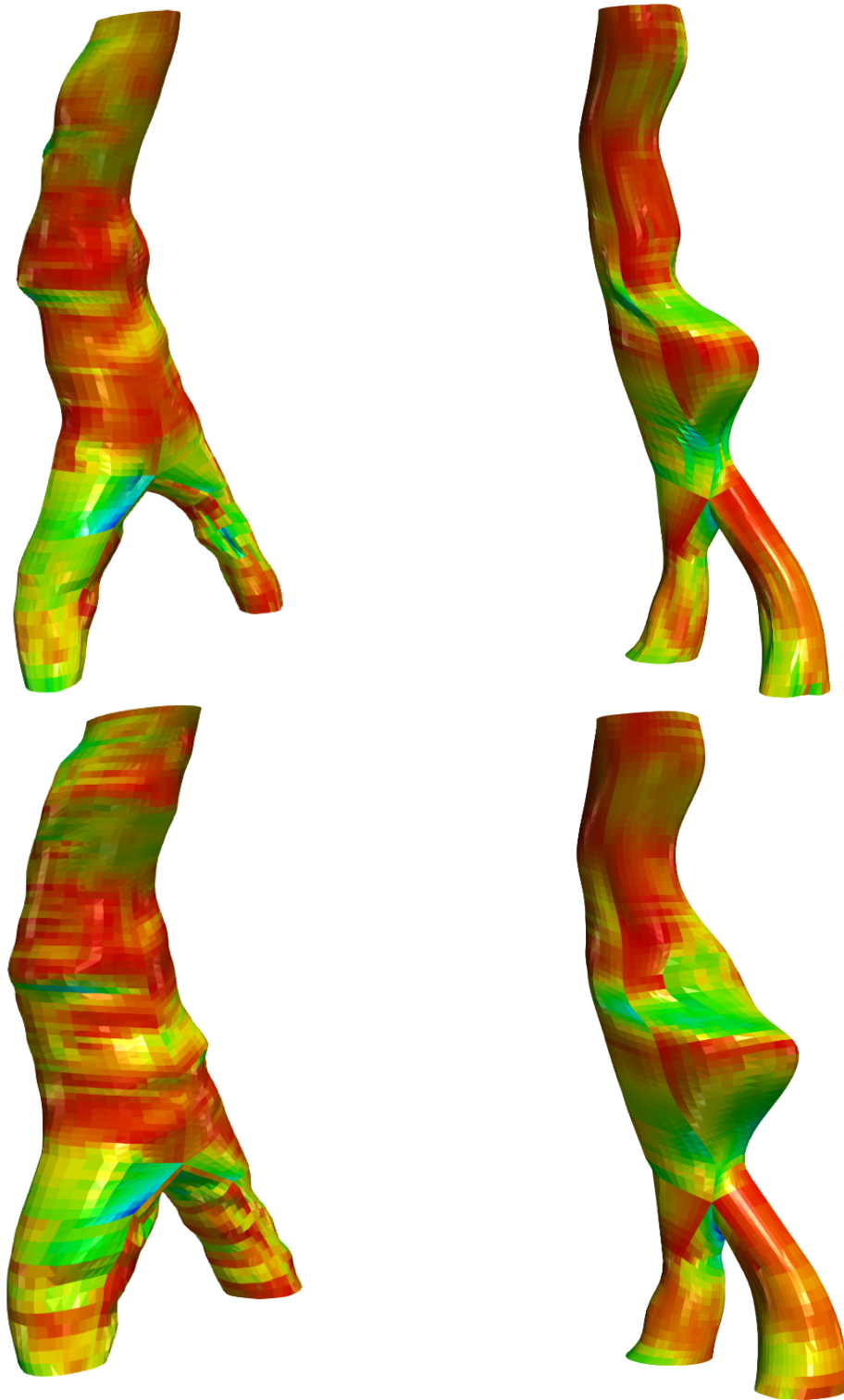
Анеуризме су различитог, симетричног и несиметричног облика постављене на различитим местима дуж аорте. У свим случајевима алгоритам производи мреже високог квалитета, лумена и зида, поготову у области бифуркације (Слика 4.32 - Слика 4.34). Мреже су обојене на основу израчунатих скалираних Јакобијана.



Слика 4.32 Скалирани Јакобијани мрежа лумена и зида пацијената са абдоминалном анеуризмом

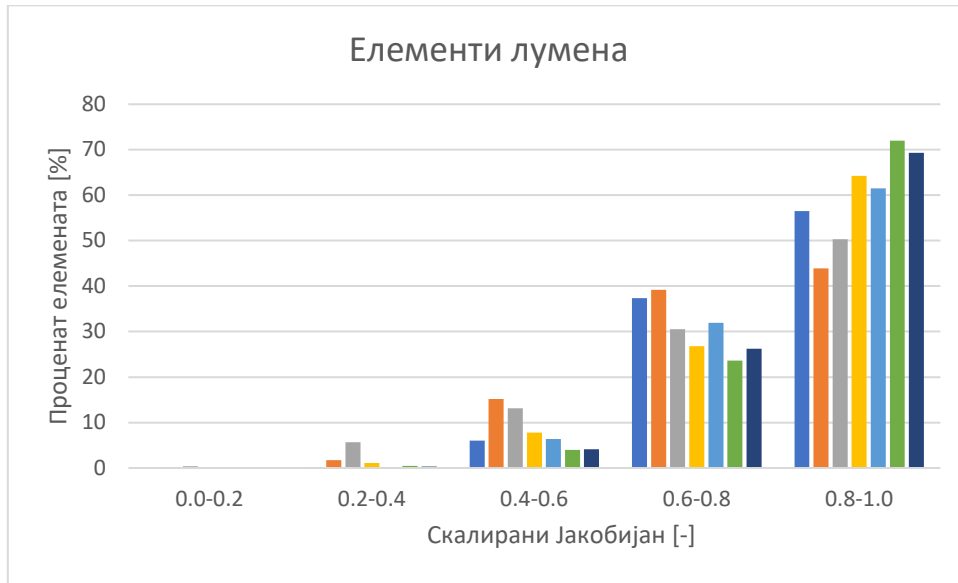


Слика 4.33 Скалирани Јакобијани мрежа лумена и зида пацијената са абдоминалном анеуризмом

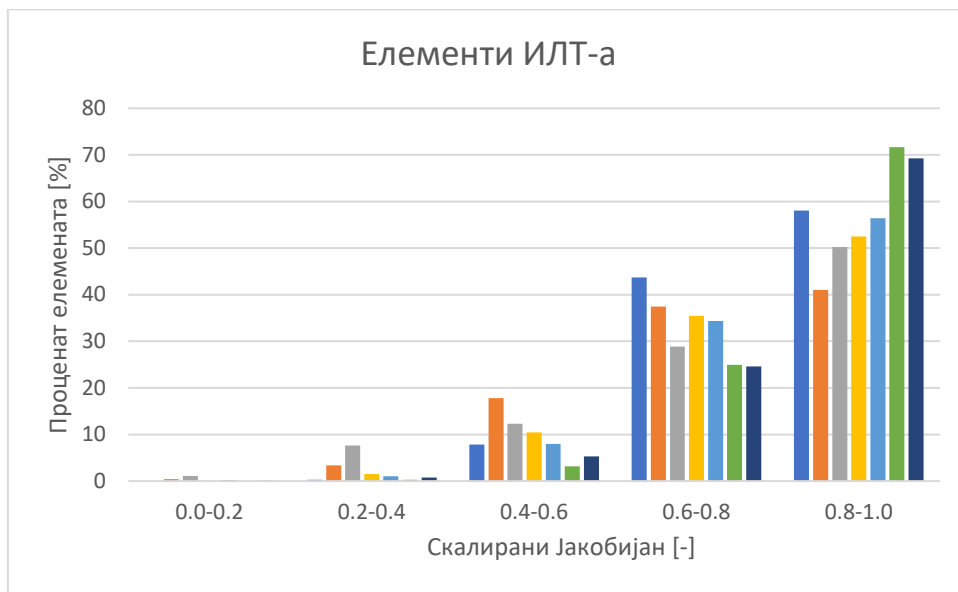


Слика 4.34 Скалирани Јакобијани мрежа лумена и зида пацијената са абдоминалном анеуризмом

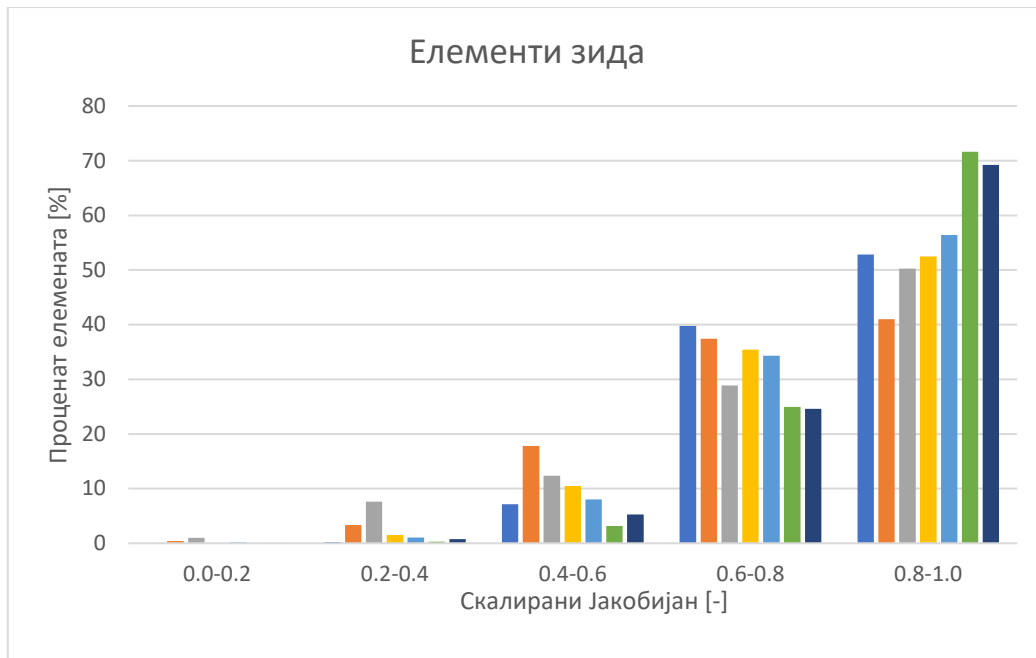
Дистрибуција скалираних Јакобијана код мрежа зида и лумена сваког пацијента израженог у процентима приказане су колонама (Слика 4.35 - Слика 4.38)



Слика 4.35 Дистрибуција скалираних Јакобијана елемената мрежа лумена за случај свих седам пацијената изражених у процентима

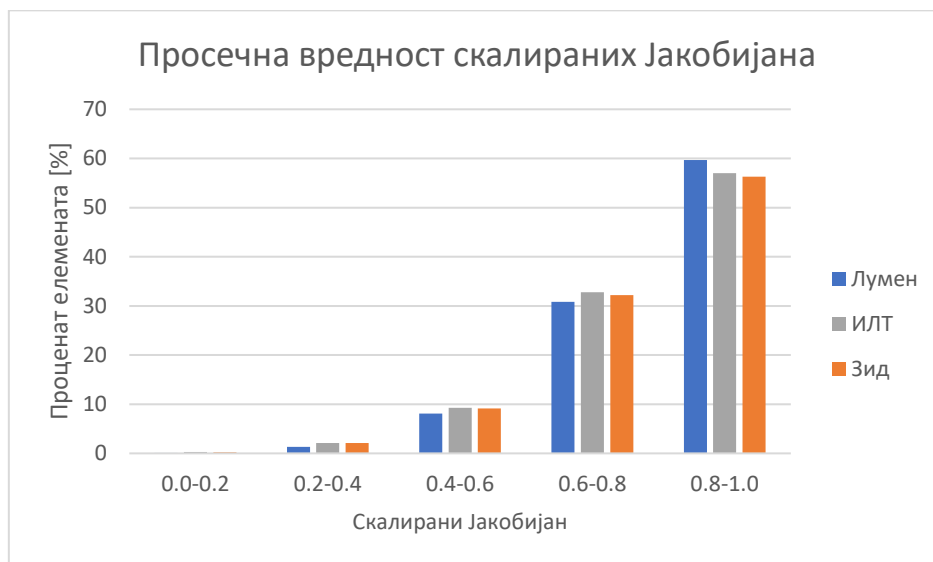


Слика 4.36 Дистрибуција скалираних Јакобијана елемената мрежа ИЛТ-а за случај свих седам пацијената изражених у процентима



Слика 4.37 Дистрибуција скалираних Јакобијана елемената мрежа зида за случај свих седам пацијената изражених у процентима

Дистрибуција скалираних Јакобијана код мрежа зида и лумена рачунате су као аритметичка средина процената елемената свих модела у одређеним опсезима што је приказано колонама (Слика 4.38).



Слика 4.38 Дистрибуција скалираних Јакобијана елемената мрежа лумена, ИЛТ-а и зида за случај седам пацијената изражених у процентима

Елементи са вредностима скалираних Јакобијана у опсегу од 0.5-1.0 се сматрају добрим за извођење МКЕ анализе⁵⁰. Негативне вредности указују на деформисане елементе који нису подобни за анализу. Елементи региона ИЛТ-а зида су високог

квалитета код кога се не јављају елементи са негативним вредностима и где је 98.05% односно 97.64% елемената има вредности скалираног Јакобијана већи од 0.5. Геометрија мреже лумена иако је комплекснија због моделирања целокупне унутрашњости је ипак високог квалитета код које чак 98.7% елемената има вредностима веће од 0.5 док само 0.06% показује вредности испод 0.2. Коришћени су модели са око 100000 елемената али ни код мрежа са већим бројем елемената, већим од 150000, нема велике промене у квалитету мреже.

4.8. Закључак

Приказана је нова процедура за генерисање адекватних мрежа AAA сачињених од хексаедарских елемената које укључују све релевантне регионе (лумен, ИЛТ и зид) високог квалитета поготову у региону бифуркације. Прво су примењени алгоритми за претпроцесирање на контуре добијене сегментацијом са снимака са MSCT скенера где су елиминисане неравнине које се јављају због ограниченог квалитета слике. Утицај алгоритма за исправљање контура је утврђен поређењем површина обрађених и почетних контура на основу чега је закључено да је облик контуре остао скоро непромењен са задржаним свим тополошким карактеристикама. Овај алгоритам процесира сваку грану посебно због чега област око места гранања остаје необрађен што може утицати на квалитет мреже. Тај недостатак је превазиђен моделирањем целог модела Безијеровим параметарским кривама сачињених од његових тачака. Случај неравномерне расподеле контура у правцу Z осе због променљиве резолуција скенера као и због евентуалног прескакања одређених слика у процесу сегментације је надокнађен креирањем параметарских кривих преко тачака контура сваке гране од којих се интерполацијом добија задовољавајући број контура дефинисан параметром поделе. Недостатак контура зида због ограничења уређаја за аквизицију слика је превазиђен додавањем региона зида константне ширине као трећу серију контура истог облика као и регион ИЛТ-а.

Процес реконструкције AAA врши генерисање параметарске површине целог модела од параметарских кривих који се дели на три засебна региона сваке гране. Од сваке се засебно креирају мреже генерисањем четворочворних елемената у сваком пресеку од којих се креирају и тродимензионални хексаедарских елементи целог модела. Алгоритам омогућава додатну флексибилност приликом креирања мреже због

могућности промене параметара аксијалне и поделе у пресеку због на шест сектора. Такође је могуће подешавати поделе у пресеку сваког од домена (лумена, тромба и зида) чиме могуће направити мрежу са већом густином елемената у регионима за који су битнији резултати МКЕ анализе.

За оцену квалитета хексаедарских мрежа ради употребе у МКЕ анализи коришћени су скалирани Јакобијани. Код репрезентативних модела већина елемената има вредности веће од 0.5. Приказана метода генерише мреже ААА пацијената изванредног квалитета региона лумена, ИЛТ-а и зида омогућавајући их за коришћење у МКЕ анализи као слојевити модели за добијање реалније дистрибуције напона за потребе оцене ризика од пуцања. Анализе квалитета показују да је приказана метода способна за креирање одличних мрежа за МКЕ анализу чак и у области бифуркације где је креирање мреже знатно отежано.

5.

5. Биомеханичка анализа анеуризме абдоминалне аорте методом коначних елемената

Абдоминална анеуризма аорте (ААА) је неповратна дилатација зида трбушне аорте услед његовог постепеног слабљења и реструктурирања која директно утиче на струјање крви. Растом анеуризме долази до пораста напрегнутости зида аорте који се може завршити пуцањем са великом стопом смртности. До пуцања долази када напон у зиду превазиђе јачину васкуларног ткива. Локални напон у зиду као и његово слабљење током напредовања ове болести директно зависи од биомеханичких, биохемијских процеса, геометријске конфигурације, квалитета живота, старости и других фактора које је потребно узети у обзир. Максимални пречник као једини критеријум за оцењивање ризика од пуцања није поуздан податак узимајући у обзир да и мање анеуризме пуцају док неке велике остају нетакнуте. Како би се избегле ситуације које доводе пацијенте у непотребан ризик услед интервенције или потцењивања тренутног стања неопходно је тренутни модел одлучивања побољшати новим детаљима и специфичностима. Унапређење тренутног критеријума да се предвиди стање ААА је врло значајно како би се пружила адекватна терапија што већем броју пацијената.

Прогрес техника за реконструкцију са могућностима површинског приказа повећава количину корисних информација које ове студије могу да пруже. Подаци добијени са СТ скенера могу бити успешно употребљени за реконструкцију и за тачан приказ 3Д морфологије ААА. Иако уређаји за снимање пружају квалитативне алате за дијагнозу стања пацијента и даље влада потреба да се тачно одреде параметри који би предвидели ризик од пуцања. Предложени су разна решења за моделирање ризика пуцања на нивоу пацијента које представљају компромис између тачности и

комплексности метода за симулацију која се директно одражавају на време извођења на рачунарима.

Једна од метода која је била у центру пажње је класификација ААА на основу геометријских параметара највише због тога јер их је могуће добити на неинвазиван начин са медицинских слика у кратком временском периоду.⁵¹ Највећи проблем овог приступа је одредити са сигурношћу који геометријски параметри су најадекватнији предиктори пуцања анеуризме пре него што уђу у употребу у клиничким оквирима као поуздано решење.

Најадекватнији приступ за индикацију ризика од пуцања је одређивање дистрибуције напона и јачине зида аорте на индивидуалном нивоу. Због немогућности да се измере директно или процене индиректно „in vivo“ користе се компјутерски модели као робусно решење. Дистрибуција и оцена напона који су присутни у зиду анеуризме пацијента могу помоћи да се одреди потреба за хируршком интервенцијом. Претходне студије базиране на мање тачним статичким симулацијама су показале да модели могу бити 12% тачнији и 13% сензитивнији од максималног пречника⁵²⁻⁵⁴ као јединог критеријума. Напони у зиду су углавном били рачунати структурном анализом анеуризме задавањем статичког униформног притиска на зид аорте. Недостатак оваквог приступа је у томе што не узима у обзир просторно временску динамичку дистрибуцију притиска услед хемодинамике у лумену аорте.⁵⁵ Поред хемодинамике адекватан модел за поуздану предикцију напона у зиду захтева и геометријске параметре ААА пацијента али и податке о улазним брзинама и притиску.⁵⁶⁻⁵⁸ Одређивање и индивидуалних конститутивних материјалних модела који описују механички одзив ААА ткива али и локална дебљина ткива и његова варијабилност⁵⁹⁻⁶² значајно могу да унапреде тачност резултата нумеричких симулација. Поред свега потребно је узети у обзир и биомеханичко понашање интралуминалног тромба чиме се значајно повећава комплексност проблема. Показано је да присуство ИЛТ-а може значајно да умањи напон у зиду.⁶³ Комплексне путање струјања крви у лумену ААА су показале да значајно могу да утичу на формирање и раст ИЛТ-а. Резултати експерименталних испитивања су значајно потпомогла у бољем тумачењу резултата компјутерских симулација али и комплетне биомеханике ААА.⁶⁴ Узимање биомеханике у обзир може побољшати разумевање целокупне болести али и унапредити способност да се предвиди ризик од

пуцања. Компјутерско моделирање се показало као поуздан приступ у одређивању ризика али захтева детаљнију валидацију пре него што добије широку примену.

У овом раду су спроведене симулације интеракције флуида и солида (FSI) у којима је моделирана у потпуности спрегнута интеракција између хемодинамике ААА и деформације зида са циљем симулације његовог биомеханичког понашања. Способност методологије у оцени ризика од пуцања ААА тестирана је користећи случајеве нормалне, неруптурираних (ААА) и руптурираних анеуризми (РААА). Поређењем резултата на једној нормалној, четири ААА и три РААА окарактерисане су њихове биомеханичке особине и улог ИЛТ-а. На тај начин је извршена анализа болести посматрајући три различита стадијума од нормалне, преко симптоматичних или елективних до оних које су пукле. На крају је анализирано да ли региони највеће концентracије напона у зиду израчунате нумеричким симулацијама се поклапају на реконструисаним геометријама са стварним местима пуцања.

Карактеризација напона у зиду је спроведена са намером да се успостави дијагностичка методологија на бази пацијента која интегрише медицинске слике са биомеханичким симулацијама. Основна мотивација у коришћењу ове методологије је да се потпомогне тренутна клиничка пракса предикцијом ризика пуцања ААА на тачнији начин уз помоћ поузданијег и тачнијег индикатора пуцања.

5.1. Метод коначних елемената

5.1.1. Увод

Метод коначних елемената представља нумерички метод решавања инжењерских проблема. Настао је шездесетих година прошлог века као генерализација матричне методе структурне анализе, након чега постаје најзаступљенији метод у свим инжењерским областима. Основна идеја ове методе је подела домена поља неке физичке величине на коначан број поддомена које називамо коначним елементима. Након тога се уводе интерполационе функције које служе за апроксимацију посматраних физичких величина (на пример, поље притисака и брзина код вискозних флуида).

Напредак компјутерске технике је омогућио и убрзао примену ове методе у разним областима индустрије и науке. Велики број савремених софтверских пакета, као што су ANSYS, ABAQUS и остали, имају могућност решавања сложених инжењерских проблема, као и визуелизацију добијених резултата симулација. У новије време метод коначних елемената је нашао примену и у медицини за, на пример, кардиоваскуларну анализу струјања крви, предвиђање пуцања зидова и места настанка сужења крвних судова, одређивање смичућих напона и оптерећења зидова приликом струјања крви и за остало.

5.1.2. Основне једначине струјања флуида

Флуид, по дефиницији, представља материју која се деформише под утицајем тангенцијалних сила. За разлику од гасова, који су стишљиви (мењају запремину при промени притиска), течности се могу сматрати нестишљивим флуидима зато што иста количина течности не мења своју запремину под утицајем притиска. Разлог тога јесу слабије привлачне силе међу њиховим молекулима па се они слабије крећу. Стање флуида који струји одређено је густином, притиском и брзином. У оквиру овог поглавља биће приказана основна теорија којом се решава проблем струјања нестишљивог флуида.

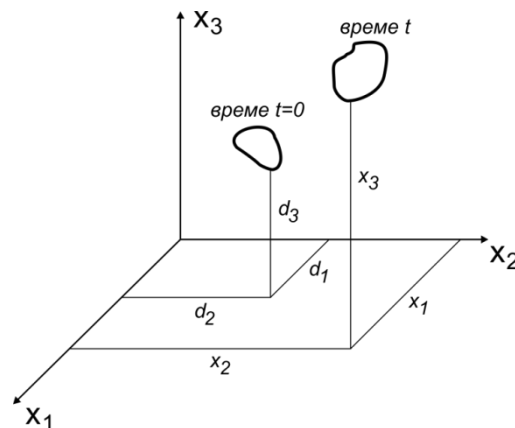
5.1.3. Лангранжева и Ојлерова формулација материјалног извода

У механици континуума величине које се посматрају су функција простора и времена. Постоје два избора посматрања положаја променљиве величине – Лагранжев и Ојлеров опис. Код Лагранжевог описа величина се посматра заједно са кретањем материјалне честице. Нека променљива f је функција материјалних координата⁶⁵:

$$f = f(d_1, d_2, d_3, t) \quad 5.1$$

$$x_i = d_i + u_i(d_1, d_2, d_3, t)$$

Величина d_1 представља почетне координате материјалне тачке у тренутку $t = 0$, x_i су координате у тренутку t , а u_i су компоненте померања материјалне тачке (Error! Reference source not found.).



Слика 5.1 Дефиниције координата

Приказани начин описивања кретања честица је применљив код кретања солида јер су ту углавном мала релативна померања између материјалних тачака.

Следећи начин описивања честица је Ојлеров. Примењује се за флуиде код којих постоје значајне деформације у току кретања. У овом случају се посматра тачка у простору и величина везана за материјалну тачку у том тренутку времена у тој тачки простора.

$$d_i = x_i - u_i(x_1, x_2, x_3, t) \quad 5.2$$

$$f = f(x_1, x_2, x_3, t)$$

Како се материјална тачка креће у времену и простору, потребно је одредити брзину промене физичке величине у материјалној тачки. Брзина промене физичке величине f , у случају Лагранжевог описа, има извод по времену \dot{f} за $d_i = const$. Ово представља Лагранжеву формулацију материјалног извода. При Ојлеровом опису поступак рачунања извода може да се опише на следећи начин. За време интервала Δt материјална тачка пређе пут од положаја d_i до $d_i + \Delta d_i$, па се величина f коју посматрамо промени за Δf . Под претпоставком да је f непрекидна функција, Δf може да се развије у Тејлоров ред, при чему се добија

$$\Delta f = \delta f + \frac{1}{2} \delta^2 f \quad 5.3$$

где је

$$\delta f = \frac{\partial f}{\partial x_i} \Delta x_i + \frac{\partial f}{\partial t} \Delta t \quad 5.4$$

Брзина промене величине f у материјалној тачки се дефинише као

$$\frac{Df}{Dt} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta f}{\Delta t} \quad 5.5$$

Како се ради о посматрању материјалне честице, извод $\frac{D}{Dt}$ се назива „материјални извод“. Брзина саме материјалне честице се дефинише као

$$\mathbf{v} = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta \mathbf{r}}{\Delta t} \equiv \frac{D\mathbf{r}}{Dt} \quad 5.6$$
$$v_j = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta x_j}{\Delta t} = \frac{Dx_j}{Dt}$$

Ако се једначина (5.3) замени у (5.5), на основу (5.4) и (5.6), добија се

$$\frac{Df}{Dt} = \frac{\partial f}{\partial t} + v_i \frac{\partial f}{\partial x_i} \quad 5.7$$

На основу горе наведеног се може закључити да се материјални извод неке величине састоји од локалног извода величине са фиксираном тачком у простору, и конвективног дела који се јавља услед кретања честице.

Ако се дефинише интеграл неке скаларне функције f по јединици масе као

$$\int_{\text{Маса}} f dm = \int_{\text{Запремина}} f \rho dV \quad 5.8$$

онда материјални извод укупног интеграла има облик

$$\frac{D}{Dt} \int_V (f \rho) dV = \int_V \frac{\partial (f \rho)}{\partial t} dV + \int_S (f \rho) v_n dS \quad 5.9$$

где први члан на десној страни претходне једначине представља укупно повећање величине f унутар контролне запремине V , док други члан представља спољашњи флуks транспорта физичке величине f кроз границу у правцу нормале кроз контролну површину S . Коришћењем Гаусове теореме⁶⁶ за претварање површинског у запремински интеграл, на крају имамо

$$\frac{D}{Dt} \int_V (f \rho) dV = \int_V \left\{ \frac{\partial}{\partial t} (f \rho) + \frac{\partial}{\partial x_i} (\rho f v_i) \right\} dV \quad 5.10$$

Једначина (5.10) представља Рејлнодсову транспортну теорему и означава материјални извод запреминског интеграла за случај када постоји кретање масе кроз запремину V .

5.1.4. Једначина континуитета

Једначина континуитета представља аналитички облик закона о одржању масе. Овај закон се може применити како на елементарну масу флуидног делића dm , тако и на коначну масу m . Према овом закону маса флуидног делића се не мења за време кретања у непрекидном струјном пољу. Применом Рејлнодсове теореме на закон о одржању масе, добија се⁶⁵:

$$\frac{Dm}{Dt} = \frac{D}{Dt} \int_V \rho dV = \int_V \left(\frac{D\rho}{Dt} + \rho \frac{\partial v_i}{\partial x_i} \right) dV = 0 \quad 5.11$$

За произвољну контролну запремину V , добија се једначина континуитета у тачки

$$\frac{D\rho}{Dt} + \rho \frac{\partial v_i}{\partial x_i} = 0 \quad 5.12$$

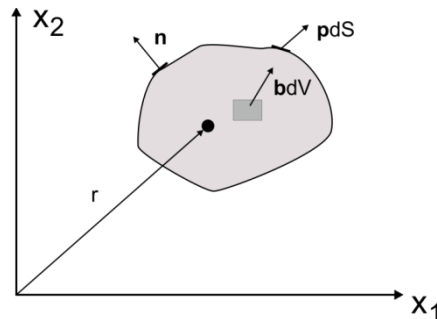
Након овога, Рејлнодсова теорема се своди на следећи облик

$$\frac{D}{Dt} \int_V (f \rho) dV = \int_V \left(\frac{\partial f}{\partial t} + v_i \frac{\partial f}{\partial x_i} \right) \rho dV = \int_V \rho \frac{Df}{Dt} dV \quad 5.13$$

5.1.5. Навије-Стоксове једначине

Навије-Стоксове једначине описују кретање вискозних нестишљивих флуида. Представљају систем парцијалних диференцијалних једначина изведених на основу другог Њутновог закона.

Нека је дата запремина флуида у тренутку t (Слика 5.2). Спољашње силе су представљене као површинске силе \mathbf{f}^S по јединици површине, а запреминске \mathbf{f}^B по јединици масе.



Слика 5.2 Дводимензијске дефиниције запреминске и површинске силе

На основу једначине промене момента промене количине кретања добија се

$$\frac{D}{Dt} \int_V \rho v dV = \int_V \mathbf{b} dV + \int_S \mathbf{p} dS \quad 5.14$$

Применом једначине (5.13), која представља једначину одржања масе, претходна једначина се своди на следећи облик

$$\int_V \rho \frac{Dv}{Dt} dV = \int_V \mathbf{f}^B dV + \int_S \mathbf{f}^S dS \quad 5.15$$

Применом Гаусове и Кошијеве теореме⁶⁷ о претварању површинског у запремински интеграл, добија се

$$\int_V \rho \frac{Dv_i}{Dt} dV = \int_V f_i^B dV + \int_V \frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x_j} dV \quad 5.16$$

Након тога, уводе се конститутивне релације за Њутнов флуид

$$\sigma_{ij} = -p\delta_{ij} + 2\mu\dot{e}_{ij} \quad 5.17$$

где p представља притисак флуида, μ динамичку вискозност, а \dot{e} тензор брзине деформације.

Тензор брзине деформације одређује се као

$$\dot{e}_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \right) \quad 5.18$$

Када се једначине (5.17) и (5.18) замене у једначину (5.16), добија се

$$\int_V \rho \frac{Dv_i}{Dt} dV = \int_V f_i^B dV + \int_V \left(-\frac{\partial p}{\partial x_i} + \mu \left(\frac{\partial^2 v_i}{\partial x_j \partial x_j} + \frac{\partial^2 v_j}{\partial x_j \partial x_i} \right) \right) dV \quad 5.19$$

Како је контролна запремина V произвољна, једначина (5.19) се може написати кроз диференцијални облик, па се на крају добија стандардни облик Навије-Стоксових једначина за нестишљиво вискозно струјање

$$\rho \left(\frac{\partial v_i}{\partial t} + v_j \frac{\partial v_i}{\partial x_j} \right) = -\frac{\partial p}{\partial x_i} + \mu \left(\frac{\partial^2 v_i}{\partial x_j \partial x_j} + \frac{\partial^2 v_j}{\partial x_j \partial x_i} \right) + f_i^B \quad 5.20$$

5.1.6. Имплицитне нумеричке методе решавања струјања ламинарног вискозног нестишљивог флуида са преносом топлоте

Примена нумеричких метода за анализу и симулације инжењерских проблема је у сталном порасту, захваљујући све бржем технолошком напретку и развоју рачунара. Имплицитне методе, због своје велике тачности и малог временског корака имају значајну улогу у решавању проблема у механици флуида. Некада је недостатак ове методе био превелика меморијска захтевност при решавању проблема, али, развојем паралелних процесора и примене паралелних солвера, оваква ограничења су превазиђена.

5.1.6.1. Мешовита (брзине-притисци) формулација

Мешовита формулација (брзине-притисци, v-p) представља једну од најзаступљенијих метода за решавање проблема струјања флуида.^{65,68} Применом ове формулације се истовремено решавају оба физичка поља од интереса, брзина и притисак.

Полази се од претпоставке да постоји Њутнов флуид и да су задовољене једначине равнотеже. Поред ових једначина, морају бити задовољени и следећи гранични услови:

- задата брзина флуида на површини S_1 :

$$v_i = \bar{v}_i \Big|_{S_1} \quad 5.31$$

- задата површинска сила на површини S_2 :

$$\sigma_{ij} n_j = f_i^S \Big|_{S_2} \quad 5.32$$

где су n_j компоненте јединичног вектора нормале на површину S_2 . Површине S_1 и S_2 које се не преклапају чине укупну површину S

$$S_1 \cap S_2 = \emptyset \text{ и } S_1 \cup S_2 = S \quad 5.33$$

За добијање једначине баланса коначног елемента, примењује се Галерникова метода⁶⁷. Полази се од тога да се брзина v_i и притисак флуида p у пољу коначног

елемента могу изразити коришћењем интерполационих функција и вредности у чворовима као

$$v_i = H_\alpha v_{i\alpha} \quad 5.34$$

$$p = G_\delta p_\delta$$

где су H_α интерполационе функције за брзину флуида, где је $\alpha=1,\dots,M$, G_δ интерполационе функције за притисак, где је $\delta=1,\dots,N$ (M и N представљају број непознатих по чворовима). Ако се једначине баланса помноже са интерполационим функцијама H_α и G_δ и интеграле по запремини коначног елемента, добијају се једначине

$$\rho \int_V H_\alpha \frac{\partial v_i}{\partial t} dV + \rho \int_V H_\alpha v_j v_{i,j} dV = - \int_V H_\alpha p_{,i} dV + \int_V \mu H_\alpha v_{i,jj} dV + \int_V H_\alpha f_i^B dV \quad 5.35a$$

$$\int_V G_\delta v_{i,i} dV = 0 \quad 5.35b$$

Ако се изврши парцијална интеграција и превођење прва два интеграла на десној страни у површинске интеграле, добија се

$$\rho \int_V H_\alpha \frac{\partial v_i}{\partial t} dV + \rho \int_V H_\alpha v_j v_{i,j} dV - \int_V H_{\alpha,i} p dV + \int_V \mu H_{\alpha,j} v_{i,j} dV = \int_V H_\alpha f_i^B dV + \int_S H_\alpha (-pn_i + \mu v_{i,j} n_j) dS \quad 5.36$$

Код мешовите v - p формулације и имплицитне интеграције, за дефинисање величине притиска, узимају се интерполацијске функције увек за ред ниже него за брзине. У зависности од броја чворова по елементу и типа елемента, на основу искуства је добијен број чворова по елементу за брзину и притисак. На пример, за 3Д тип елемента и 8 чворова по елементу, број чворова по елементу за брзину је 8, а за притисак 1. Када се замене брзина и притисак преко једначина (5.34) у једначину (5.36) и (5.35b), добија се

$$\left[\rho \int_V H_\alpha H_\beta dV \right] \dot{v}_{\beta i} + \left[\rho \int_V H_\alpha H_\gamma v_{j\gamma} H_{\beta,j} dV \right] v_{\beta i} + \left[\int_V \mu H_{\alpha,j} H_{\beta,j} dV \right] v_{\beta i} - \left[\int_V H_{\alpha,i} G_\beta dV \right] p_\beta = \int_V H_\alpha f_i^B dV + \int_S H_\alpha (-pn_i + v_{i,j} n_j) dS \quad 5.37$$

$$\left[\int_V G_\delta H_{\alpha,i} dV \right] v_{\alpha i} = 0 \quad 5.38$$

Претходне једначине могу да се прикажу у матричном облику као

$$\begin{bmatrix} \mathbf{M}_v & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{\mathbf{v}} \\ \dot{\mathbf{p}} \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{K}_{vv} + \mathbf{K}_{\mu v} & \mathbf{K}_{vp} \\ \mathbf{K}_{vp}^T & \mathbf{0} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \mathbf{v} \\ \mathbf{p} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \mathbf{R}_B + \mathbf{R}_S \\ \mathbf{0} \end{Bmatrix} \quad 5.39$$

где су:

$$(\mathbf{M}_v)_{i\alpha\beta} = \rho \int_V H_\alpha H_\beta dV = \rho \int_V \mathbf{H}^T \mathbf{H} dV \quad - \text{ матрица маса,}$$

$$(\mathbf{K}_{vv})_{i\alpha\beta} = \rho \int_V H_\alpha H_\gamma v_{j\gamma} H_{\beta,j} dV = \rho \int_V \mathbf{H}^T (\mathbf{H}v_1 \mathbf{H}_{,x_1} + \mathbf{H}v_2 \mathbf{H}_{,x_2} + \mathbf{H}v_3 \mathbf{H}_{,x_3}) dV \quad - \text{ матрица}$$

конвективног члана,

$$(\mathbf{K}_{\mu v})_{i\alpha\beta} = \int_V \mu H_{\alpha,j} H_{\beta,j} dV = \int_V \mu (\mathbf{H}_{,x_1}^T \mathbf{H}_{,x_1} + \mathbf{H}_{,x_2}^T \mathbf{H}_{,x_2} + \mathbf{H}_{,x_3}^T \mathbf{H}_{,x_3}) dV \quad - \text{ матрица вискозног}$$

члана,

$$(\mathbf{K}_{vp})_{i\alpha\delta} = - \int_V H_{\alpha,i} G_\delta dV = - \int_V \mathbf{H}_{,x}^T \mathbf{G} dV \quad - \text{ матрица градијента притиска,}$$

$$(\mathbf{R}_B)_{i\alpha} = \int_V H_\alpha f_i^B dV = \int_V \mathbf{H}^T \mathbf{f}^B dV \quad - \text{ вектор запреминских сила,}$$

$$(\mathbf{R}_S)_{i\alpha} = \int_S H_\alpha (-pn_i + v_{i,j} n_j) dS = \int_S \mathbf{H}^T (-p\mathbf{n} + \mathbf{v}_{,x} \cdot \mathbf{n}) dS \quad - \text{ вектор површинских сила.}$$

Како се у конвективном члану јављају брзине, проблем је нелинеаран и неопходан је итеративни поступак за решавање система једначина у временком кораку. Брзина и притисак се на крају корака изражавају преко текућих вредности и прираштаја у итерацији

$${}^{t+\Delta t} v_{i\alpha} = {}^{t+\Delta t} v_{i\alpha}^{(m-1)} + \Delta v_{i\alpha}^{(m)} \quad \text{и} \quad {}^{t+\Delta t} p_\delta = {}^{t+\Delta t} p_\delta^{(m-1)} + \Delta p_\delta^{(m)} \quad 5.40$$

где је m текући број итерације.

Коришћењем Ојлерове "forward" шеме, извод по времену из једначине (5.37) може се написати као

$${}^{t+\Delta t} \dot{v}_{i\alpha} = \frac{{}^{t+\Delta t} v_{i\alpha} - {}^t v_{i\alpha}}{\Delta t} = \frac{{}^{t+\Delta t} v_{i\alpha}^{(m-1)} + \Delta v_{i\alpha}^{(m)} - {}^t v_{i\alpha}}{\Delta t} \quad 5.41$$

Када се једначине (5.41) и (5.40) замене у (5.37) и (5.38), њихов матрични облик представљен једначином (5.39) постаје

$$\begin{bmatrix} \frac{1}{\Delta t} \mathbf{M}_v + {}^{t+\Delta t} \mathbf{K}_{vv}^{(m-1)} + {}^{t+\Delta t} \mathbf{K}_{\mu v}^{(m-1)} + {}^{t+\Delta t} \mathbf{J}_{vv}^{(m-1)} & \mathbf{K}_{vp} \\ \mathbf{K}_{vp}^T & \mathbf{0} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \Delta \mathbf{v}^{(m)} \\ \Delta \mathbf{p}^{(m)} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} {}^{t+\Delta t} \mathbf{F}_v^{(m-1)} \\ {}^{t+\Delta t} \mathbf{F}_p^{(m-1)} \end{Bmatrix} \quad 5.42$$

Последња једначина се решава несиметричним солвером јер је глобална матрица леве стране једначине несиметрична због конвективног члана који је присутан због Ојлерове формулације флуида.

5.1.7. PENALTI формулација за струјање флуида

Услов нестишљивости се код PENALTI формулације дефинише на следећи начин [Filipovic N., 1999]:

$$v_{i,i} + \frac{p}{\lambda} = 0 \quad 5.43$$

и како је λ релативно велики позитиван број следи да је p/λ нулмерички нула у пракси. Ако се из претходне једначине притисак изрази као

$$p = -\lambda v_{i,i} \quad 5.44$$

и замени у једначину $\rho \left(\frac{\partial v_i}{\partial t} + v_j v_{i,j} \right) = -p_{,i} + \mu v_{i,jj} + f_i^B$, добија се

$$\rho \left(\frac{\partial v_i}{\partial t} + v_j v_{i,j} \right) = \lambda v_{j,ij} + \mu (v_{i,j} + v_{j,i})_{,j} + f_i^B \quad 5.45$$

одакле се може видети да су непознате у чворовима само брзине. PENALTI формулација на овај начин смањује број непознатих, штеди меморијски простор, што може бити веома значајно код великих примера. Матрична једначина (5.42) сада има облик

$$\left(\frac{1}{\Delta t} \mathbf{M}_v + {}^{t+\Delta t} \mathbf{K}_{vv}^{(m-1)} + {}^{t+\Delta t} \mathbf{K}_{\mu v}^{(m-1)} + {}^{t+\Delta t} \hat{\mathbf{K}}_{\mu v}^{(m-1)} + {}^{t+\Delta t} \mathbf{J}_{vv}^{(m-1)} + \mathbf{K}_{\lambda v} \right) \Delta \mathbf{v}^{(m)} = {}^{t+\Delta t} \hat{\mathbf{F}}_v^{(m-1)} \quad 5.46$$

при чему су додате следеће матрице и вектори:

$$\begin{aligned} {}^{t+\Delta t} \left(\hat{\mathbf{K}}_{\mu v} \right)_{j\alpha\beta}^{(m-1)} &= \int_V \mu H_{\alpha,j} H_{\beta,i} dV, \\ \left(\mathbf{K}_{\lambda v} \right)_{j\alpha\beta} &= \lambda \int_V H_{\alpha,i} H_{\beta,j} dV, \end{aligned}$$

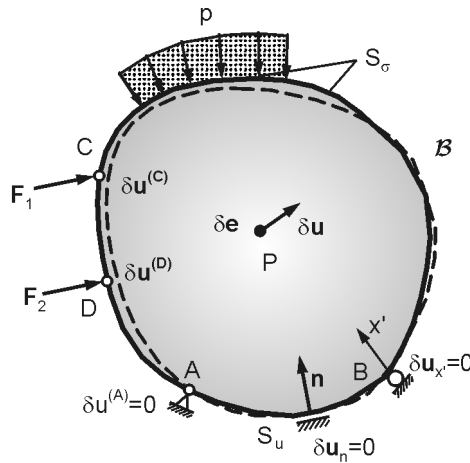
$${}^{t+\Delta t}\hat{\mathbf{F}}_v^{(m-1)} = {}^{t+\Delta t}\mathbf{R}_B + {}^{t+\Delta t}\hat{\mathbf{R}}_S^{(m-1)} - \left({}^{t+\Delta t}\mathbf{K}_{vv}^{(m-1)} + {}^{t+\Delta t}\mathbf{K}_{\mu v}^{(m-1)} + {}^{t+\Delta t}\hat{\mathbf{K}}_{\mu v}^{(m-1)} + \mathbf{K}_{\lambda v} \right) {}^{t+\Delta t}\mathbf{v}^{(m-1)},$$

$${}^{t+\Delta t}(\hat{\mathbf{R}}_S)_{i\alpha}^{(m-1)} = \int_S H_\alpha \left[\lambda {}^{t+\Delta t}v_{j,j}^{(m-1)} n_i + \left({}^{t+\Delta t}v_{i,j}^{(m-1)} + {}^{t+\Delta t}v_{j,i}^{(m-1)} \right) n_j \right] dS.$$

5.1.7.1. Једначине кретања солида

Принцип виртуалног рада представља један од основних принципа у механици континуума. Представља основу за извођење неопходних релација у бројним нумеричким програмима.

Нека је дато тело у равнотежи на које делују задата спољашња оптерећења (Слика 5.3), где су δu виртуална померања, а δe виртуалне деформације.



Слика 5.3 Приказ деформабилног тела под дејством спољашњих сила⁶⁹

Увешћемо следеће претпоставке:

- задато је поље виртуалних померања δu ,
- спољашња оптерећења су непроменљива,
- виртуална померања у тачкама у којима делују спољашње силе су $\delta u^{(C)}$ и $\delta u^{(D)}$,
- виртуална померања у тачкама ослањања су ограничена,
- напон и померања су задати на површинама S_σ и S_u ,
- виртуална померања су инфинитезимална и задовољавају задате граничне услове.

Ако се крене од равнотежних једначина из литературе, изведених у⁶⁹

$$\frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x_i} + F_j^V = 0 \quad 5.47$$

уз примену граничних услова

$$\sigma_{ij} n_i - F_j^S = 0 \quad 5.48$$

долази се до једнакости виртуалних радова унутрашњих и спољашњих сила

$$\sigma_{ij} n_i - F_j^S = 0 \quad 5.49$$

где је:

$$\delta W_{\text{int}} = \int_V \sigma_{ij} \delta e_{ij} dV \quad - \text{ виртуални рад унутрашњих сила на виртуалним деформацијама,}$$

$$\delta W_{\text{ext}} = \int_V F_k \delta u_k dV + \int_{S^\sigma} F_k^S \delta u_k^S dV + \sum_i F_k^{(i)} \delta u_k^{(i)}, \quad k = 1, 3 - \text{ виртуални рад спољашњих сила}$$

на виртуалним померањима.

Виртуални рад унутрашњих и спољашњих сила може се написати у матричном облику

$$\delta W_{\text{int}} = \int_V \delta \mathbf{e}^T \boldsymbol{\sigma} dV \quad 5.50$$

$$\delta W_{\text{ext}} = \int_V \delta \mathbf{u}^T \mathbf{F}^V dV + \int_{S^\sigma} \delta \mathbf{u}^T \mathbf{F}^S dV + \sum_i \delta \mathbf{u}^T \mathbf{F}^{(i)} \quad 5.51$$

Применом принципа виртуалног рада и конститутивних релација за линеаран еластичан материјал у матричном облику

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{C} \mathbf{e} \quad 5.51$$

уз примену изопараметарског концепта интерполације⁷⁰ унутар коначних елемената, на основу кога су координате и померања у било којој тачки унутар елемента

$$\mathbf{x} = \mathbf{N} \mathbf{X} \quad 5.52$$

$$\mathbf{u} = \mathbf{N} \mathbf{U} \quad 5.53$$

добија се једначина равнотеже коначног елемента⁶⁷

$$\mathbf{K} \mathbf{U} = \mathbf{F}_{\text{ext}} \quad 5.54$$

где су:

$$\mathbf{K} = \int_V \mathbf{B}^T \mathbf{C} \mathbf{B} dV - \text{матрица крутости елемента,}$$

\mathbf{B} - померања у чворовима, која садржи изводе интерполационих функција,

\mathbf{C} - еластична конститутивна матрица,

$\mathbf{e} = \mathbf{B} \mathbf{U}$ - матрица деформација,

\mathbf{U} - померања у чворовима,

\mathbf{X} - координате чворова,

\mathbf{N} - матрица интерполационих функција,

\mathbf{F}_{ext} - спољашње силе у чворовима елемента.

Претходна једначина представља једнакост унутрашњих и спољашњих сила. Унутрашње силе су у општем случају нелинеарне функције померања. Линеаризацијом претходне једначине, добијамо следећи облик:

$$\mathbf{K} \mathbf{U} = \mathbf{F}_{ext} \quad 5.55$$

где су:

$\Delta \mathbf{U}^{(i)}$ - вектор прираштаја чворних померања,

$${}^{t+\Delta t} \mathbf{F}_{int}^{(i-1)} = \int_V {}^{t+\Delta t} \mathbf{B}^{T(i-1)t+\Delta t} \boldsymbol{\sigma}^{(i-1)} dV - \text{вектор унутрашњих сила на крају корака}$$

оптерећења (означеног индексом $t + \Delta t$ и у итерацији $i-1$).

Једначине кретања материјалног система могу бити написане применом принципа виртуалног рада, уз узимање у обзир дејства инерцијалних сила. Елементарна запреминска инерцијална сила је:

$$d\mathbf{F}^{in} = -\ddot{\mathbf{u}} dm = -\ddot{\mathbf{u}} \rho dV \quad 5.56$$

Када се узме у обзир утицај инерцијалних сила, виртуални рад спољашњих сила је:

$$\delta W_{ext} = \int_V \delta \mathbf{u}^T (\mathbf{F}^V - \rho \ddot{\mathbf{u}}) dV + \int_{S^\sigma} \delta \mathbf{u}^T \mathbf{F}^S dV + \sum_i \delta \mathbf{u}^T \mathbf{F}^{(i)} \quad 5.57$$

Диференцирањем по времену једначине (5.53) добијамо интерполације за брзине и убрзања тачака:

$$\dot{\mathbf{u}} = \mathbf{N}\dot{\mathbf{U}} \quad 5.58$$

$$\ddot{\mathbf{u}} = \mathbf{N}\ddot{\mathbf{U}} \quad 5.59$$

где су:

$\dot{\mathbf{u}}$ - брзина материјалне тачке у елементу,

$\ddot{\mathbf{u}}$ - убрзање материјалне тачке у елементу,

$\dot{\mathbf{U}}$ - брзина у чворовима,

$\ddot{\mathbf{U}}$ - убрзање у чворовима.

Применом једначине (5.53) за $\delta \mathbf{u}$, једнакост виртуалних радова спољашњих и унутрашњих сила имаће следећи облик:

$$\delta W_{ext} = \int_V \delta \mathbf{u}^T (\mathbf{F}^V - \rho \ddot{\mathbf{u}}) dV + \int_{S^\sigma} \delta \mathbf{u}^T \mathbf{F}^S dV + \sum_i \delta \mathbf{u}^T \mathbf{F}^{(i)} \quad 5.60$$

односно:

$$\mathbf{M}\ddot{\mathbf{U}} + \mathbf{K}\mathbf{U} = \mathbf{F} \quad 5.61$$

где је $\mathbf{M} = \int_V \mathbf{N}^T \rho \mathbf{N} dV$ - матрица маса коначног елемента.

Претходна једначина се може написати и у следећем облику:

$$\mathbf{M}\ddot{\mathbf{U}} + {}^{t+\Delta t} \mathbf{K}^{(i-1)} \Delta \mathbf{U}^{(i)} = {}^{t+\Delta t} \mathbf{F}_{ext} - {}^{t+\Delta t} \mathbf{F}_{int} \quad 5.62$$

Под претпоставком да су у линеарној анализи померања солида инфинитезимално мала, да је материјал линеарно еластичан и да природа граничних услова остаје непромењена под дејством спољашњих оптерећења изведена је једначина (5.55) и односи се само на линеарну анализу. За разлику од линеарне, нелинеарна анализа се примењује када померања нису линеарно зависна од оптерећења. Нелинеарност потиче од великих померања, деформација и променљивих граничних услова у солиду услед узајамне интеракције домена солида и домена флуида. За израчунавање напона и деформација оваквих проблема користи се

TotalLagrangian формулација⁷⁰. Једначина (5.62) представљена преко поменуте формулације има следећи облик:

$$\mathbf{M}\ddot{\mathbf{U}} + \left({}^{t+\Delta t}{}_{0}\mathbf{K}_L^{(i-1)} + {}^{t+\Delta t}{}_{0}\mathbf{K}_{NL}^{(i-1)} \right) \Delta \mathbf{U}^{(i)} = {}^{t+\Delta t} \mathbf{F}_{ext} - {}^{t+\Delta t} \mathbf{F}_{int} \quad 5.63$$

где се чланови претходне једначине представљају као:

$${}^{t+\Delta t}{}_{0}\mathbf{K}_L^{(i-1)} = \int_{V_0} {}^{t+\Delta t}{}_{0}\mathbf{B}_L^T {}_{0}\mathbf{C} {}^{t+\Delta t}{}_{0}\mathbf{B}_L dV_0 \quad 5.64$$

$${}^{t+\Delta t}{}_{0}\mathbf{K}_{NL}^{(i-1)} = \int_{V_0} {}^{t+\Delta t}{}_{0}\mathbf{B}_{NL}^T {}^{t+\Delta t}{}_{0}\mathbf{S}^{(i-1)} {}^{t+\Delta t}{}_{0}\mathbf{B}_{NL} dV_0 \quad 5.65$$

$${}^{t+\Delta t}{}_{0}\mathbf{F} = \int_{V_0} {}^{t+\Delta t}{}_{0}\mathbf{B}_L^T {}^{t+\Delta t}{}_{0}\hat{\mathbf{S}}^{(i-1)} dV_0 \quad 5.66$$

а где су:

${}^{t+\Delta t}{}_{0}\mathbf{B}_L^T$ - линеарна матрица везе деформације – померања,

${}^{t+\Delta t}{}_{0}\mathbf{B}_{NL}^T$ - геометријски нелинеарна матрица везе деформације – померања,

${}_{0}\mathbf{C}$ - конститутивна матрица,

${}^{t+\Delta t}{}_{0}\mathbf{S}^{(i-1)}$, ${}^{t+\Delta t}{}_{0}\hat{\mathbf{S}}^{(i-1)}$ - матрица и вектор Пиола – Кирхофововог напона друге врсте.

Пошто се једначина кретања флуида описује Навије – Стоксовом једначином, где су непозната поља брзина и притисака, потребно је да се једначина кретања солида напише у облику да буде непознато поље брзина. Полазимо од једначине (5.61) где је потребно увести одређене апроксимације - убрзање у временском кораку је константно, а прираштај померања се представља као производ прираштаја брзине у кораку и дужине текућег корака. На основу тога, добијамо следеће релације:

$${}^{t+\Delta t} \ddot{\mathbf{U}}^{(i)} = \frac{{}^{t+\Delta t} \dot{\mathbf{U}}^{(i)} - {}^t \dot{\mathbf{U}}}{\Delta t} \quad 5.67$$

$$\Delta \mathbf{U}^{(i)} = \Delta \dot{\mathbf{U}}^{(i)} \cdot \Delta t \quad 5.68$$

Заменом претходне две једначине у (5.63), добијамо њен следећи облик:

$$\mathbf{M} \frac{{}^{t+\Delta t} \dot{\mathbf{U}}^{(i)} - {}^t \dot{\mathbf{U}}}{\Delta t} + {}^{t+\Delta t} \mathbf{K}^{(i-1)} \Delta \dot{\mathbf{U}}^{(i)} \Delta t = {}^{t+\Delta t} \mathbf{F}_{ext} - \mathbf{F}_{int}^{(i-1)} \quad 5.69$$

Како се брзина у текућој итерацији може написати као збир из две претходне итерације и текућег прираштаја брзине:

$${}^{t+\Delta t} \dot{\mathbf{U}}^i = {}^{t+\Delta t} \dot{\mathbf{U}}^{i-1} + \Delta \dot{\mathbf{U}}^i \quad 5.70$$

једначина (5.69) имаће следећи облик:

$$\mathbf{M} \frac{{}^{t+\Delta t} \dot{\mathbf{U}}^{(i-1)} + \Delta \dot{\mathbf{U}}^{(i)} - {}^t \dot{\mathbf{U}}}{\Delta t} + {}^{t+\Delta t} \mathbf{K}^{(i-1)} \Delta \dot{\mathbf{U}}^i \Delta t = {}^{t+\Delta t} \mathbf{F}_{ext} - \mathbf{F}_{int}^{(i-1)} \quad 5.71$$

Ако познате чланове пребацимо на десну страну, а на леву групишемо матрице које множе вектор непознатих прираштаја брзина $\Delta \dot{\mathbf{U}}^i$, добија се коначан облик дискретизоване једначине кретања солида⁶⁵:

$$\left(\frac{\mathbf{M}}{\Delta t} + {}^{t+\Delta t} \mathbf{K}^{(i-1)} \Delta t \right) \Delta \dot{\mathbf{U}}^{(i)} = {}^{t+\Delta t} \mathbf{F}_{ext} - \mathbf{F}_{int}^{(i-1)} - \frac{\mathbf{M}}{\Delta t} \left({}^{t+\Delta t} \dot{\mathbf{U}}^{(i-1)} - {}^t \dot{\mathbf{U}} \right) \quad 5.72$$

5.1.8. Солид Флуид интеракција

5.1.8.1. Уводна разматрања

Струјање крви кроз крвне судове представља струјање флуида кроз цев деформабилних зидова. Моделирање таквог физичког процеса захтева одређивање међусобног дејства флуида и солида. Последњих 20 година је доста труда уложено у развој рачунске механике и област анализе солида и флуида. Развој компјутерске технологије проширује примену методе решавања проблема флуида и солида у многим инжењерским али и другим мултидисциплинарним областима. Са тим циљем су развијене посебне нумеричке дисциплине за решавање проблема солида – компјутерска динамика солида (енг. Computational Structural Dynamics–CSD) и флуида – компјутерска динамика флуида (енг. Computational Fluid Dynamics–CFD).

Интеракција солида и флуида захтева истовремено нумеричко решавање и домена флуида и домена солида. Постоје солвери који посебно решавају флуид, а посебно солид. Постоје два концепта њиховог обједињавања – јако и слабо спрезање.

Јако спрезање има за циљ да се комплетан систем једначина решава у једном кораку. Тим путем се истовремено решавају све величине и за флуид и за солид. Недостатак овог концепта се огледа у томе да, када су присутни 3Д проблеми, драстично се повећава број једначина које се решавају, што повећава време добијања решења. Код слабог спрезања се спољашњим програмом управља решавањем посебно солида, и посебно флуида. На први поглед слабо спрезање представља бољу алтернативу за решавање мултидисциплинарних проблема. Због својих специфичности које се иначе не јављају у методи јаког спрезања, слабо спрезање садржи низ проблема које је потребно решавати (проблем временске интеграције). Услед различитости самих физичких карактеристика солида и флуида, не може се генерално користити исти временски корак решавања зато што су домени нумеричке стабилности различити при решавању проблема солида и при решавању проблема флуида. Затим, следећи проблем се јавља приликом трансфера података између програма CFD и CSD, јер различита дискретизација додатно отежава проблем.

5.1.8.2. Основне једначине спрезања

Познавање природе спрезања између флуида и структуре захтева познавање основних једначина компјутерске динамике флуида и солида после дискретизације. Дискретни систем једначина за линеарну структуру има следећи облик:

$$\mathbf{M}^{t+\Delta t} \ddot{\mathbf{U}} + \mathbf{C}^{t+\Delta t} \dot{\mathbf{U}} + \mathbf{K}^{t+\Delta t} \mathbf{U} = {}^{t+\Delta t} \mathbf{F}_s \quad 5.73$$

Диференцијална једначина кретања, у инкрементално – итеративном облику, у случају нелинеарне структуре, има следећи облик⁶⁵:

$$\mathbf{M}^{t+\Delta t} \ddot{\mathbf{U}} + \mathbf{C}^{t+\Delta t} \dot{\mathbf{U}} + \mathbf{K}^{t+\Delta t} \mathbf{U} = {}^{t+\Delta t} \mathbf{F}_s \quad 5.74$$

где су:

\mathbf{M} - матрица маса,

\mathbf{C} - матрица пригушења,

${}^{t+\Delta t} \mathbf{K}^{(i-1)}$ - матрица крутости у тренутку $t+\Delta t$ и $(i-1)$ итерацији,

${}^{t+\Delta t} \mathbf{F}_s$ - вектор спољашњих сила у тренутку $t+\Delta t$,

${}^{t+\Delta t} \dot{\mathbf{U}}^{(i)}$ - вектор убрзања солида у тренутку $t+\Delta t$ и $(i-1)$ итерацији,

$\Delta \mathbf{U}^{(i)}$ - вектор прираштаја померања солида у $t+\Delta t$ и (i)-тој итерацији,

$\Delta \dot{\mathbf{U}}^{(i)}$ - вектор прираштаја брзине солида у (i)-тој итерацији,

${}^{t+\Delta t} \mathbf{F}^{(i-1)}$ - вектор унутрашњих сила солида у итерацији (i-1).

У и-тој итерацији, укупни вектор брзина и вектор померања, може се написати на следећи начин:

$$\begin{aligned} {}^{t+\Delta t} \dot{\mathbf{U}}^{(i)} &= {}^t \dot{\mathbf{U}} + {}^t \Delta \dot{\mathbf{U}}^{(i-1)} + \Delta \dot{\mathbf{U}}^{(i)} = {}^{t+\Delta t} \dot{\mathbf{U}}^{(i-1)} + \Delta \dot{\mathbf{U}}^{(i)} \\ {}^{t+\Delta t} \mathbf{U}^{(i)} &= {}^{t+\Delta t} \mathbf{U}^{(i-1)} + \Delta \mathbf{U}^{(i)} \end{aligned} \quad 5.75$$

где ${}^t \dot{\mathbf{U}}$ представља вектор солида у тренутку t , а ${}^t \Delta \dot{\mathbf{U}}^{(i-1)}$ вектор прираштаја брзина солида у текућем кораку и (i-1) итерацији.

Применом Њумаркове методе, уводе се две претпоставке засноване на проширеној линеарној интеграцији за убрзање⁶⁵:

$${}^{t+\Delta t} \dot{\mathbf{U}}^{(i)} = {}^t \dot{\mathbf{U}} + \left[(1-\delta) {}^t \ddot{\mathbf{U}} + \delta {}^{t+\Delta t} \ddot{\mathbf{U}}^{(i)} \right] \Delta t \quad 5.76$$

$${}^{t+\Delta t} \mathbf{U}^{(i)} = {}^t \mathbf{U} + {}^t \dot{\mathbf{U}} \Delta t + \left[\left(\frac{1}{2} - \alpha \right) {}^t \ddot{\mathbf{U}} + \alpha {}^{t+\Delta t} \ddot{\mathbf{U}}^{(i)} \right] \Delta t^2 \quad 5.77$$

где је $\alpha \geq 0.25(0.5 + \delta)^2$, а $\delta \geq 0.5$.

Ако се из једначине (5.76) изрази убрзање солида и убази у (5.77), добија се прираштај померања солида у следећем облику:

$$\begin{aligned} \Delta \mathbf{U}^{(i)} &= {}^t \mathbf{U} + \left[\Delta t \left(1 - \frac{\alpha}{\delta} \right) \right] {}^t \dot{\mathbf{U}} + \left[\left(\frac{1}{2} - \frac{\alpha}{\delta} \right) \Delta t^2 \right] {}^t \ddot{\mathbf{U}} + \left[\frac{\alpha \Delta t}{\delta} \right] {}^{t+\Delta t} \dot{\mathbf{U}}^{(i-1)} + \left[\frac{\alpha \Delta t}{\delta} \right] \Delta \dot{\mathbf{U}}^{(i)} - {}^{t+\Delta t} \mathbf{U}^{(i-1)} = \\ &= \frac{\alpha \Delta t}{\delta} \Delta \dot{\mathbf{U}}^{(i)} + {}^{t+\Delta t} \hat{\mathbf{U}}^{(i-1)} \end{aligned} \quad 5.78$$

Након овога се добија дискретни систем једначина солида који се решава по непознатим брзинама солида у облику:

$${}^{t+\Delta t} \hat{\mathbf{C}}^{(i-1)} \Delta \dot{\mathbf{U}}^{(i)} = {}^{t+\Delta t} \hat{\mathbf{F}}_s^{(i-1)} \quad 5.79$$

где су:

$$\begin{aligned}
 {}^{t+\Delta t}\hat{\mathbf{C}}^{(i-1)} &= b_0\mathbf{M} + \mathbf{C} + b_1 {}^{t+\Delta t}\mathbf{K}^{(i-1)} \\
 {}^{t+\Delta t}\hat{\mathbf{F}}_s^{(i-1)} &= {}^{t+\Delta t}\mathbf{F}_s - \mathbf{M} {}^{t+\Delta t}\hat{\mathbf{U}}^{(i-1)} - \mathbf{C} {}^{t+\Delta t}\dot{\mathbf{U}}^{(i-1)} - {}^{t+\Delta t}\mathbf{K}^{(i-1)} {}^{t+\Delta t}\mathbf{U}^{(i-1)} - {}^{t+\Delta t}\mathbf{F}^{(i-1)} \\
 {}^{t+\Delta t}\hat{\mathbf{U}}^{(i-1)} &= b_0 \left({}^{t+\Delta t}\dot{\mathbf{U}}^{(i-1)} - {}^t\dot{\mathbf{U}} \right) + b_2 {}^t\ddot{\mathbf{U}} \\
 {}^{t+\Delta t}\mathbf{U}^{(i-1)} &= {}^t\mathbf{U} + b_3 {}^t\dot{\mathbf{U}} + b_4 {}^t\ddot{\mathbf{U}} + b_5 {}^{t+\Delta t}\dot{\mathbf{U}}^{(i-1)}
 \end{aligned} \tag{5.80}$$

Ако се брзина солида $\dot{\mathbf{U}}$ означи са \mathbf{v}_s , глобални вектор за солиде са \mathbf{f}_s , глобална матрица пригушења $\hat{\mathbf{C}}$ са \mathbf{K}_v^s , и изоставе ознаке за итерације и временске тренутке, једначина за солид (5.79) имаће следећи облик:

$$\mathbf{K}_v^s \Delta \mathbf{v}_s = \mathbf{f}_s \tag{5.81}$$

Дискретне једначине за флуид, уз изостављање ознака за итерације и временске тренутке, имају облик:

$$\begin{bmatrix} \mathbf{K}_v^f & \mathbf{K}_p^f \\ \mathbf{K}_p^{Tf} & \mathbf{0} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \Delta \mathbf{v}_f \\ \Delta p \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{f}_v \\ \mathbf{f}_p \end{pmatrix} \tag{5.82}$$

где су:

\mathbf{K}_v^f - матрица леве стране система једначина за брзину флуида,

\mathbf{K}_p^f - матрица леве стране система једначина за притисак флуида,

\mathbf{f}_v - десна страна система једначина за брзину,

\mathbf{f}_p - десна страна система једначина за притисак.

У овим системима једначина, заједнички степени слободе се могу поделити на унутрашње, односно оне који припадају посебно доменима флуида и солида, и на граничне, односно заједничке за флуид и солид. Када се са индексима sf означи степени слободе солида који се налазе на заједничким површинама са флуидом, а са fs степени слободе флуида, једначина (5.81) имаће следећи облик:

$$\begin{bmatrix} \mathbf{K}_{vf-f}^s & \mathbf{K}_{vf-s}^s \\ \mathbf{K}_{vs-f}^s & \mathbf{K}_{vs-s}^s \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \Delta \mathbf{v}_{sf} \\ \Delta \mathbf{v}_{ss} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{f}_{sf} \\ \mathbf{f}_{ss} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \tilde{\mathbf{f}}_{fs} \\ \mathbf{0} \end{pmatrix} \tag{5.83}$$

где је $\tilde{\mathbf{f}}_{fs}$ сила оптерећења од флуида на тим заједничким додирним површинама. На сличан начин се може поделити систем једначина којима се решавају проблеми струјања флуида:

$$\begin{bmatrix} \mathbf{K}_{v s-s}^f & \mathbf{K}_{v s-f}^f & \mathbf{K}_{p s-p}^f \\ \mathbf{K}_{v f-s}^f & \mathbf{K}_{v f-f}^f & \mathbf{K}_{p f-p}^f \\ \mathbf{K}_{p s-p}^{Tf} & \mathbf{K}_{p f-p}^{Tf} & \mathbf{0} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \Delta \mathbf{v}_{fs} \\ \Delta \mathbf{v}_{ff} \\ \Delta p \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{f}_{v_{fs}} \\ \mathbf{f}_{v_{ff}} \\ \mathbf{f}_p \end{pmatrix} \quad 5.84$$

Сабирањем претходне две једначине, уз уважавање да је $\mathbf{v}_{fs}=\mathbf{v}_{sf}$ код вискозних флуида и $\mathbf{n} \cdot \mathbf{v}_{fs}=\mathbf{n} \cdot \mathbf{v}_{sf}$ код невискозних, добија се спрегнути систем једначина:

$$\begin{bmatrix} \mathbf{K}_{v s-s}^f + \mathbf{K}_{v f-f}^s & \mathbf{K}_{v s-f}^f & \mathbf{K}_{p s-p}^f & \mathbf{K}_{v f-s}^s \\ \mathbf{K}_{v f-s}^f & \mathbf{K}_{v f-f}^f & \mathbf{K}_{p f-p}^f & \mathbf{0} \\ \mathbf{K}_{p s-p}^{Tf} & \mathbf{K}_{p f-p}^{Tf} & \mathbf{0} & \mathbf{0} \\ \mathbf{K}_{v s-f}^s & \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{K}_{v s-s}^f \end{bmatrix} \begin{pmatrix} \Delta \mathbf{v}_{fs} \\ \Delta \mathbf{v}_{ff} \\ \Delta p \\ \Delta \mathbf{v}_s \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{f}_{v_{fs}} + \mathbf{f}_{sf} \\ \mathbf{f}_{v_{ff}} \\ \mathbf{f}_p \\ \mathbf{f}_{ss} \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \mathbf{0} \\ \tilde{\mathbf{f}}_{fs} \\ \mathbf{0} \\ \mathbf{0} \end{pmatrix} \quad 5.85$$

који се може решити применом метода јаког или слабог спрезања.

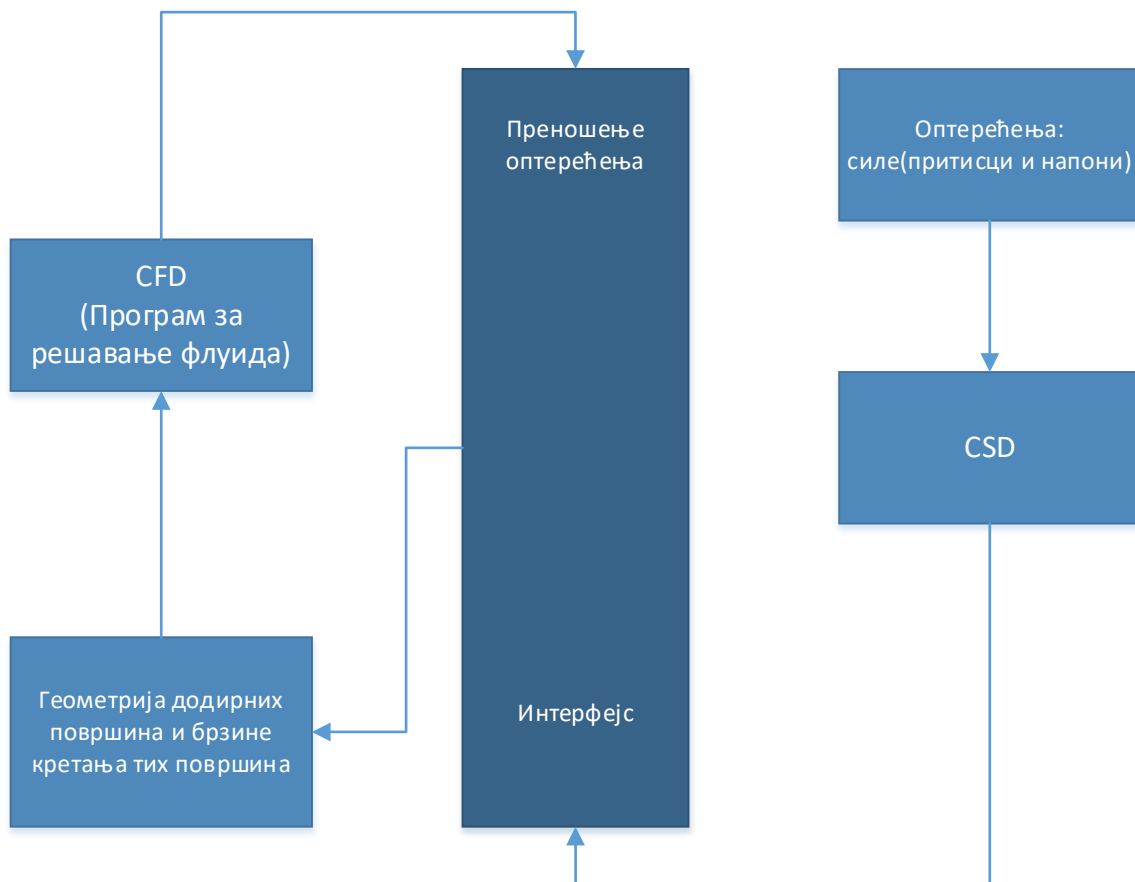
5.1.8.3. Јако спрезање

Као што је већ било речи, јако спрезање представља метод којим се комплетан систем једначина решава у једном кораку. Све величине солида и флуида се мењају истовремено. Успешно се примењује за мање 2Д проблеме док се код 3Д проблема ретко користи зато што је услед великог броја једначина потребно доста времена утрошити на њихово решавање. Такође, овом методом је компликовано решавати флуиде и солиде са различитом дискретизацијом. Решавање спрегнутих проблема овом методологијом могуће је само креирањем специфичних солвера за решавање и флуида и солида.

5.1.8.4. Слабо спрезање

Слабо спрезање у односу на јако спрезање има неколико предности. Прва је коришћење већ постојећих програма за решавање солида и флуида са малим изменама. Променљиве за солид и флуид се решавају независно у посебним програмима, при чему се гранични услови размењују у сваком временском кораку. Програму за решавање флуида (CFD) се при решавању прослеђују гранични услови за текућу геометрију

додирних површина са солидом као и брзине тих површина од стране програма за решавање солида. Програму за решавање солида (*CSD*) се преносе притисни и смичући напони од дејства флуида на додирне површине. Ови напони се добијају коришћењем *CFD* програма. Ова интеракција је приказана на следећој слици.



Слика 5.4 Размена информација при решавању проблема солид-флуид интеракције

Примена слабог спрезања у решавању интеракције солид-флуид садржи четири различита програма која су међусобно повезана:

- *CFD* солвер за решавање проблема флуида и коришћење АЛЕ формулације за покретне мреже,
- *CSD* солвер за решавање проблема солида,
- генератори мрежа коначних елемената
- главни управљачки програм за пренос информација између наведених програма.

Програм за решавање флуида CFD се користи за решавање проблема струјања флуида који је у интеракцији са солидом. Овим солвером се могу решити различити типови струјања: ламинарно/турбулентно, стишљиво/неститшљиво, вискозно/невискозно и остало. Додатна предност овог солвера је у томе што може да решава и кретање флуида који се креће применом АЛЕ формулације.

Програм за решавање солида CSD решава различите проблеме солида као што су: мале и велике деформације, материјални модели, контакт и друго.

Генератори мрежа имају улогу кориговања мреже домена флуида који се мења услед деформација солида зато што по некад може доћи до „гужвања“ мреже услед деформација солида на местима додира са флуидом. Такав поступак се назива регенерација мреже или „римешинг“ (енг. *Remesh*).

Главни управљачки програм служи за размену података између поменутих солвера и за управљање у току процеса решавања по временским корацима.

5.1.8.5. Експлицитно спрезање

Проблем који се јавља у поступку слабог спрезања приликом решавања солид-флуид интеракције је да се при решавању флуида у једном кораку користе фиксна померања солида добијена из CSD. Оваква методологија може бити доста непрецизна када постоје велика померања солида. Управо због тога, развијене су две методе решавања овог проблема. У случају малих померања солида примењује се такозвано експлицитно спрезање. Метода експлицитног спрезања претпоставља да су померања солида довољно мала у оквиру једног корака решавања флуида и да не утичу на његово решење. У поступку решавања солидног домена се претпоставља да су промене поља притиска и смичућег напона у оквиру једног корака решавања солида непроменљиве. Један срчани циклус доводи до максималне промене пречника артерије до 10%, па се из тог разлога користи експлицитна метода решавања солид – флуид интеракције.

5.2. Биомеханичка анализа

5.2.1. Подаци пацијената

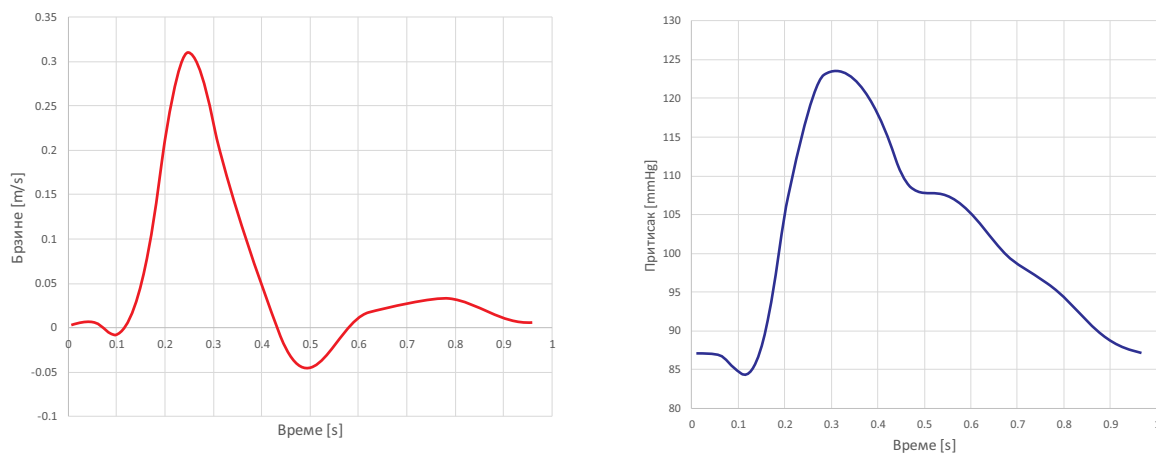
Снимци абдомена пацијената са MSCT скенера су прикупљени, по стандардној процедури, користећи интравенски контраст. На овај начин прикупљени су снимци анеуризми здравог пацијента, који су коришћени као контролни случај, симптоматичних, асимптоматичних и руптурираних уз њихов пристанак. Укупно је анализирано осам пацијената код којих је била присутна једна нормална и седам патолошких аорти (4 AAA и 3 PAAA). Целокупна конфигурација аорте пацијента је издвојене са MSCT снимака укључујући анатомске детаље лумена, ИЛТ-а и зида аорте које су уврштене у нумеричку анализу. Границе реконструисаних модела се простиру непосредно испод гранања реналних артерија до регије испод илијачне бифуркације. Мање артерије као што су гонадална, лумбална, горња и доња мезентерична и средња сакрална су занемарене због недостатка информација од струјању крви на њиховим излазима као и због маргиналног утицаја на укупну хемодинамику AAA. На геометрији целе аорте је постављена униформна дебљина зида од 2 mm.

5.2.2. Параметри симулације

Домен флуида је моделиран користећи Навијер-Стоксове и једначине континуитета. Произвољна Лагранж-Ојлер формулација за померање мреже је коришћена ради римешинга домена флуида у сваком кораку као и имплицитни динамички принцип слабог спрезања између крви и зида аорте.⁷¹ Метод коначних елемената је коришћен за решавање једначина кретања флуида помоћу ПАКСФ солвера развијеног на Машинском факултету Универзитета у Крагујевцу и Истраживачко развојном центру за биоинжењеринг. За домен флуида задати су притисци и проток зависни од временских функција⁷² као гранични услов на улазу и излазима геометрије AAA (Слика 5.5). На улазу талас брзине покрива целокупан срчани циклус са брзинама које су у опсезима од -0.5 м/с до 0.35 м/с. На излазу је задат притисак као гранични услов са вредностима између 123 и 83 милиметара живиног стуба.

Крв је моделирана као хомогени Њутнов флуид густине $1035 \frac{kg}{m^3}$ и вискозности од 3.5 cPa^{73} ламиларним струјањем. Сви модели су посматрани да се иницијално налазе у

нултом стању напона због чега заостали у неоптерећеној конфигурацији нису узимани у обзир.



Слика 5.5 Гранични услови домена флуида. Брзина и притисак задати на улазу и излазу. Максимални систоличка проток се јавља у 0.25s док максимални систолички притисак у 0.32s.

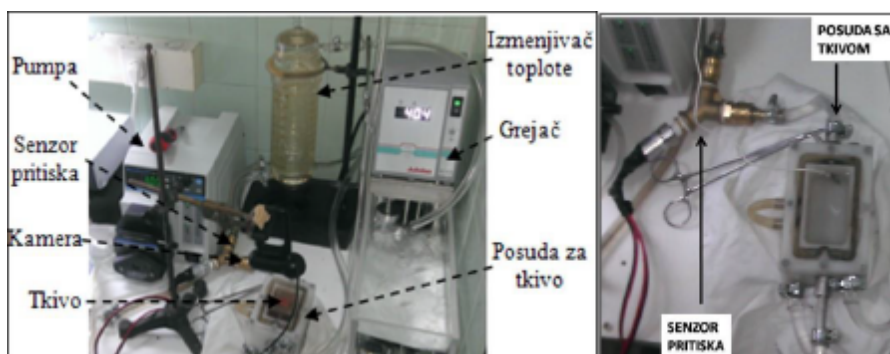
За домен солида сви степени слободе су фиксирани на улазу и излазу. Сваки прорачун је пуштан да покрије целокупан циклус протока са временским кораком $10^{-3}s$. Коришћена је Њутнова итеративна шема са спарсе солвером матрица и релативном толеранцијом од 0.001 за све степене слободе^{74,75} као и осмочворни хексаедарски елементи за домен лумена, ИЛТ-а и зида. ИЛТ је хетерогени материјал састављен од три слоја са различитим механичким карактеристикама. У студијама је показано да се луминални слој понаша као изотропни материјал^{74,76} и моделиран је као линеарно еластичан са Јунговим модулом еластичности од 0.11 МПа и Поасоновим коефицијентом од 0.45.^{77,78}

Веће ААА су изложене већем ризику од пуцања^{79,80} због веће деградације јачине зида повећавањем пречника⁸¹ тј. због његове значајно мање снаге истегања у поређењу са здравим ткивом.⁸² „ex-vivo“ студије испитивањем биомеханичких особина структуре екстраћелијског матрикса и основних особина чврстине зида су показале да је јако мало начина доступно да се дође до јачине и напона у зиду „in vivo“ методама због чега преостаје само „ex-vivo“ испитивање узорак.⁶ Униаксијалним тестирањем оптерећења је показано да су узорци ткива ААА чвршћи, мање истегљиви са смањеном снагом у односу на здраво ткиво услед смањеног садржаја еластина.⁸³⁻⁸⁵ Коришћени су узорци ткива зида ААА за описивање његовог механичког понашања користећи

нелинеарне хипереластичне материјалне моделе са изотропном Мунеј-Ривлин формулацијом.^{86,87}

Адекватан модел за тачну предикцију напона у зиду ААА захтева материјалне карактеристике који описује механичке особине ткива ААА на индивидуалној бази. За те потребе је спроведена студија у коју је укључено укупно 288 болесника који су, у периоду од јануара 2013 до децембра 2015 године, примљени и оперисани на Клиници за васкуларну и ендоваскуларну хирургију Клиничког центра Србије. Међу испитаницима је било 238 (83%) особа мушког и 50 (17%) особа женског пола. Просечна старост испитаника износила је 70.59 година (45-91 година, СД 8.217). Највећи број испитаника је био у распону од 60-80 година старости, чак 211 (73.2%). У испитивање су укључени испитаници са асимптоматском, симптоматском и руптурираном анеуризмом абдоминалне аорте. Највише је било оних са асимптоматском анеуризмом чак 185 (64.23%), затим са симптоматском 77 (26.73%) и најзад са руптурираном анеуризмом абдоминалне аорте 26 (9.02%). Испитаници су прегледани МSCT прегледом и на крају је током хируршке процедуре узет предњи зид анеуризматске кесе за анализу снаге анеуризматског зида. Узимање узорка предњег зида анеуризматске кесе је било отежано код мањих анеуризми (испод 60мм у дијаметру) односно код калцификованих и инфламаторних анеуризми. Такође анализа већ узетог узорка је била отежана или немогућа уколико је узорак био граничне величине или богат калцификатима и инфламацијом, односно веће дебљине. Имајући у виду све потешкоће приликом узимања или анализе узорака анатомске, морфолошке и биомеханичке анализе су успеле код 98 (34%) испитаника (75 елективних и 23 хитно оперисаних), карактеристике ткива предњег зида анеуризме су измерене код 150 (52%) испитаника (74 елективних и 76 хитно оперисаних).

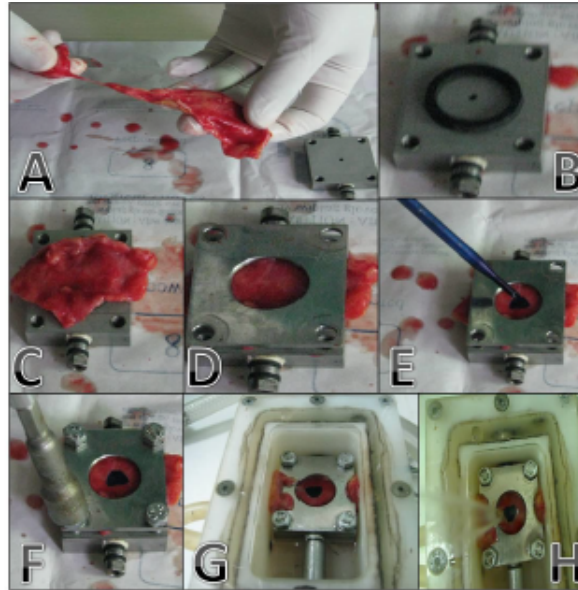
Ткива су тестирана “bubble inflation” тестом где се комад материјала кружно попречног пресека који је на крајевима причвршћен и тестиран под утицајем притиска флуида. За те потребе пројектован је систем сачињен од пумпе, грејача, измењивача топлоте, сензора притиска, посуде са ткивом, камере и управљачке јединице⁶ (Слика 5.6).



Слика 5.6 Изглед система пројектованог за потребе експеримента: Лево. Читав систем са пумпом, измењивачем топлоте, грејачем и камером. Десно. Увећано приказана посуда у којој се налази ткиво и канал до сензора притиска.

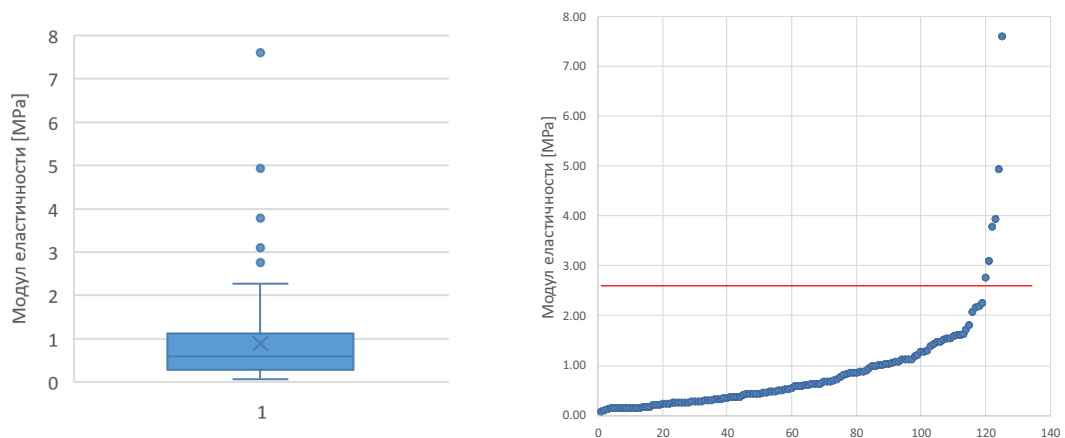
Посуда са ткивом се састоји из пластичне „sandwich“ конструкције у коју се ставља обрађено ткиво између две плочице. Испод доње плочице пролази раствор који врши притисак на ткиво када се његов пролаз онемогући затварањем вентила. Изнад ове плочице се налази камера која континуирано снима ткиво са горње стране. Како је горња површина ткива обележена бојом, деформација ткива ће се манифестовати као деформација плавог круга на горњој површини ткива. Померање тачака овог круга значи уједно и деформацију ткива⁸⁸.

Пумпа, грејач, измењивач топлоте и сензор притиска представљају део система који омогућава подешавање и одређивање тренутне вредности притиска Кребс Рингеровог раствора којим се делује на ткиво крвног суда и обезбеђује одговарајућу температуру у раствору. Пумпа из мензуре испумпава Кребс-Рингеров раствор који пролази кроз измењивач топлоте како би био на одговарајућој температури а затим делује на ткиво. Притисак раствора на само ткиво се повећава са повећањем рада пумпе. Сензор притиска који се налази одмах испред посуде са ткивом региструје вредност притиска коју аутоматски показује на екрану прикљученог рачунара док за све то време камера прати постепену деформацију ткива. Притисак најпре споро линеарно расте док се не достигне максимална вредност а затим услед пуцања ткива долази до наглог пада притиска када се пумпа заустави, а вредности притиска при којој је дошло до пуцања ткива се бележи и представља меру снаге ткива. Уколико се достигне притисак од 2,5 бара и не дође до прекида континуитета ткива, пумпа се зауставља.



Слика 5.7 Процес припреме ткива које се узима са предњег зида анеуризме абдоминалне аорте тако што се интраоперативно исече, након одвајања масног ткива са спољне стране и паријеталног тромба са унутрашње (А) ткиво се исече тако да по свом пречнику буде веће од гумице која се стави на доњу плочицу (Б), тако да када се ткиво стави преко гумице (Ц), преко ткива се стави горња плочица (Д), централни део ткива се обележи мастилом (Е), а горња плочица причврсти завртњима (Ф). Ткиво се затим стави у посуду за ткиво (Г) и излаже високом притиску до самог пуцања и постизања максималне вредности од 2.5 бара.

Деформација ткива се затим компјутерски анализира те промена дијаметра исцртаног круга представља деформацију ткива (mm/bar) која се изражава преко Јунговог модула еластичности γ N/m². Јунгов модул еластичности измерен код пацијената се показао знатно нижи него код здраве аорте (2.5 МПа) са просечном вредношћу 0.89 СД 0.99 (Слика 5.8). Зид аорте се третира као изотропни хипереластични са Јунговим модулом добијеним експериментално и Поасоновим коефицијентом 0.45.



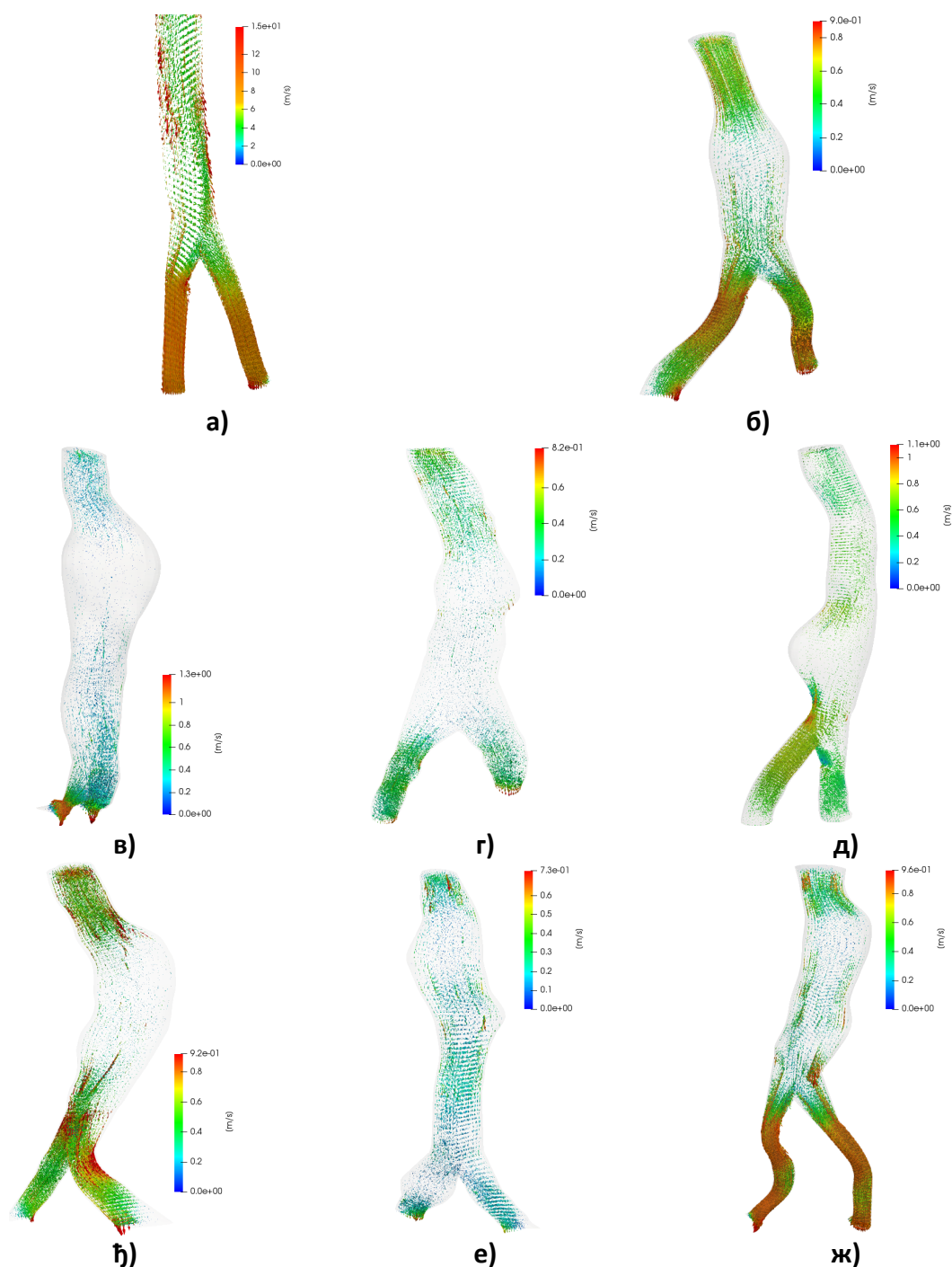
Слика 5.8 Јунгов модул еластичности пацијената измерен експерименталном методом

У резултатима који су приказани рачунат је „Von Mises“ напон за изотропни материјални модел. Овај стрес представља квантативну меру напона у зиду у свакој тачки на спољној површини приказан преко боја са три компоненте које одговарају његовим вредностима. Спроведене су и студије конвергенције мреже у којима су резултати симулације протока, напона и померања тестирани на мрежама различите густине како би се осигурало да су резултати на крајњим модели независни од броја елемената.⁸⁹

5.2.3. Резултати симулација

5.2.3.1. Дистрибуција брзина струјања крви

Симулације интеракције између флуида и солида дају детаљни приказ поља брзина у лумену током срчаног циклуса за здраву и болесне аорте. Код свих аорти са анеуризмом проток у систоли се значајно разликује у поређењу са здравом. Током максимума у систоли проток у здравој аорти достиже вредности од 0.41 m/s у области абдоминалне аорте. На крају дијастоле брзине падају на вредности од 0.032 m/s. Симулације код здравог пацијента не приказују никакве видљиве зоне рециркулације у дијастоли. Нагло проширење присутно код болесних аорти одмах испод врата узрокује значајно опадање брзине струјања које се одликују сложеним начином протицања и зонама рециркулације.⁷⁴ За случајеве свих осам пацијената приказане су поља брзина (**Слика 5.9**) у области анеуризме 0.15 секунди након максимума систоле. Овај временски тренутак је одабран због најкомплексније природе протока који је присутан код свих случајева а који је јако битан за развој анеуризматске болести. Код нормалне аорте целокупан проток је усмерен док је код осталих аорти значајно поремећен што се осликава формирањем рециркулационих зона. Максималне брзине код патолошких аорти опадају на вредности од 0.046 m/s СД 0.01 m/s у области анеуризме док у области врата имају вредности 0.35 m/s СД 0.05 m/s.

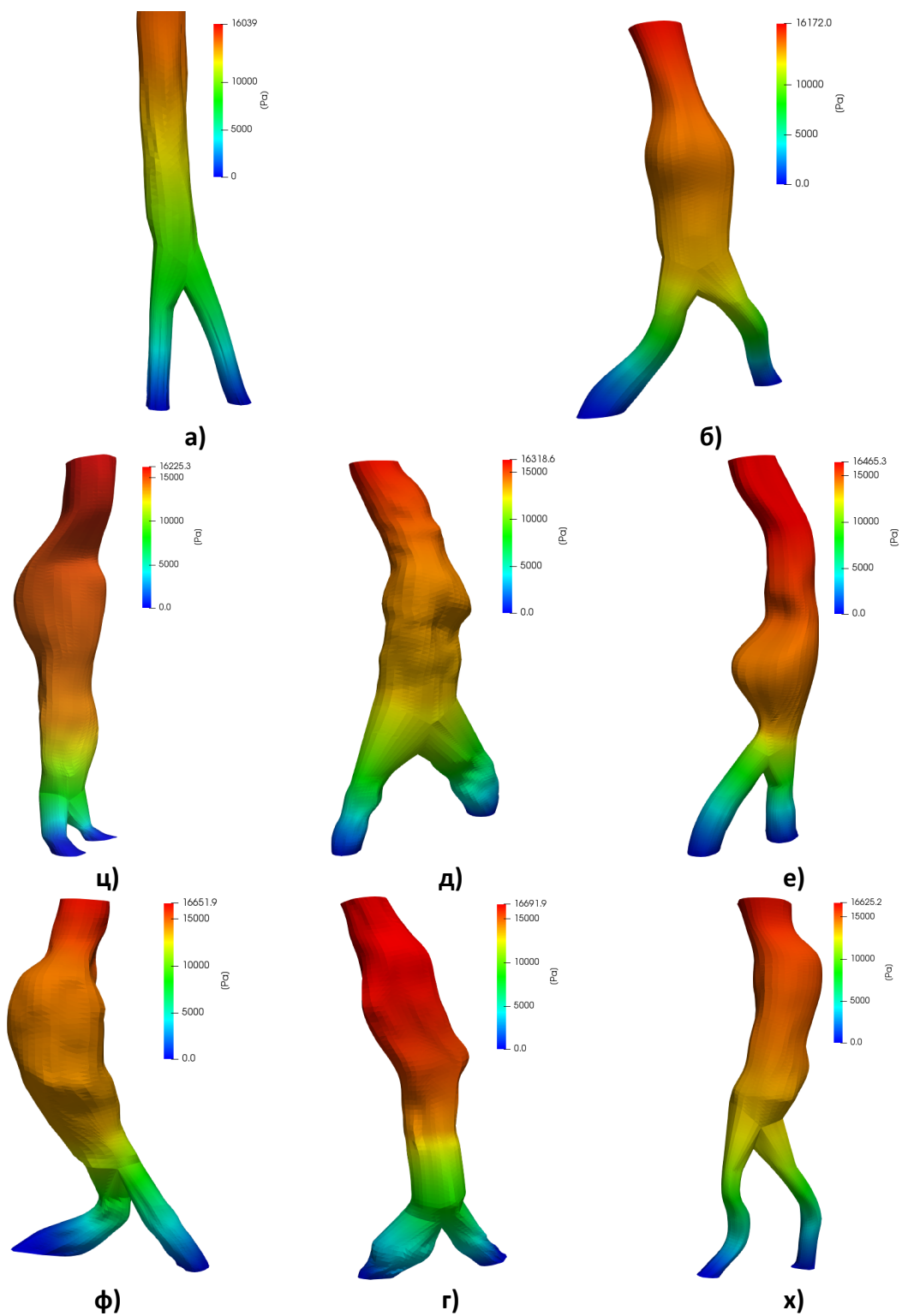


Слика 5.9 Поља брзина, (а) нормална , (б-д) AAAs PAAAs (ђ-ж) 0.15 s након максимума систоле.

Током дијастоле су присутне области рецикулације код свих случајева патолошких анеуризми. Оне су још више изражене код случајева где су присутне дилатације анеуризме које се простиру целом дужином. Просечна брзина током дијастоле је 0.019 m/s СД 0.003 m/s.

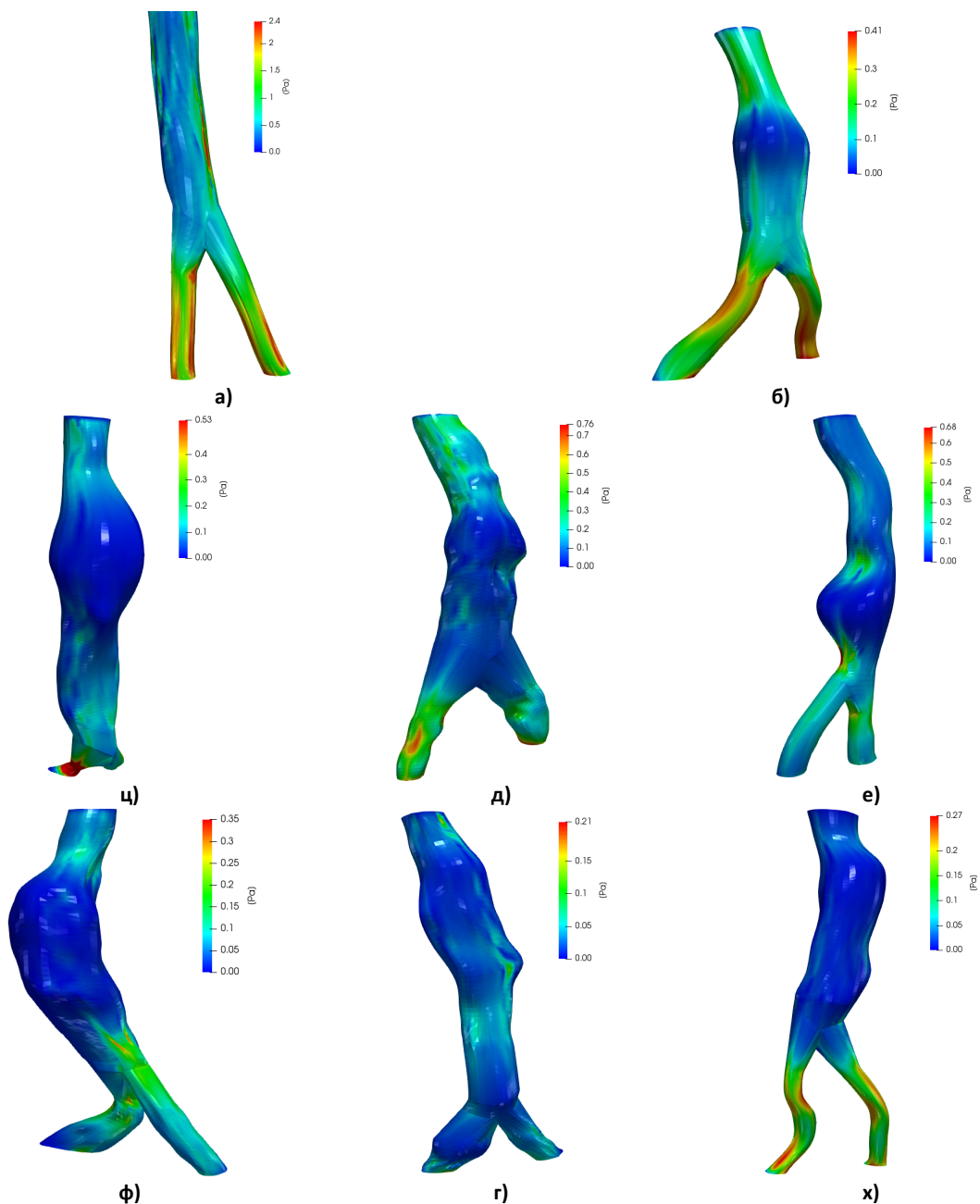
Присутне промене у пољу брзина и начину струјања узрокују и значајне промене у притиску флуида у лумену у поређењу са здравом аортом. У максимуму систоле

типичан притисак крви на зид код нормалне аорте је око 16000Pa док је код патолошких случајева око 4% виши (16625.2 – 16691.9Pa). Притисак крви током дијастоле такође има више вредности код патолошких аорти у односу на здраве. На 60% срчаног циклуса притисак у здравој аорти 1cm изнад илијачних артерија има вредност 14345.4Pa док је притисак на истој локацији 1.2% виши код патолошких аорти и остаје скоро константан у области анеуризме али нагло опада у области илијачних артерија. Овим се указује да код пацијената са анеуризмом постоји пораст у притиску којим крв делује на зид аорте који није компензован очекиваним падом притиска у доњем делу тока. Овај податак се не узима у обзир код симулација које се баве само структуралном анализом задавањем статичког притиска. Може се претпоставити да овај пораст у притиску услед динамике флуида од 4% може бити узрок за ширење трбушне аорте у комбинацији са другим биомеханичким факторима.



Слика 5.10 Дистрибуција притисака код нормалне и патолошких случајева.

Дистрибуција смичућих напона током максимума систоле показује да патолошки случајеви имају генерално значајно ниже вредности са просечним вредностима максимума од 0.35Pa СД 0.05Pa у поређењу са нормалном аортом где смичући напони достижу вредности од 2.4Pa у истом временском тренутку. У неким деловима код патолошких случајева ипак су присутни изоловани региони близу врата и изнад ИЛТ-а где су вредности високи током целог циклуса.



Слика 5.11 Дистрибуција смичућих напона за нормалне и патолошке случајева.

Струјање крви код аорте са анеуризмом карактеришу комплексни случајеви протока који се драстично разликују у односу на оне код здравих аорте због чега је

значајно вршити анализу хемодинамике ААА и њене интеракције са зидом аорте приликом проучавања ризика од пуцања. Максималне брзине у систоли су ниже код патолошких случајева него код здравих аорти што се изражава преко повећаног притиска на зид и смањених смичућих напона. Постојање великих и малих области рецикулације које специфично карактеришу профиле струјања поготову током дијастоле утичу на флукутације дистрибуција притиска и смичућих напона током срчаног циклуса. У литератури је назначено да одговарајуће вредности смичућих напона промовишу виталност ендотелних ћелија, поравнање са правцем струјања као и лучење супстанци које повећавају вазодилатацију и антикоагулацију. Знатно високе или ниске вредности а поготову случајеви високих праћених ниским вредностима могу да изазивају пролиферацију и апоптозу.⁷⁸ Са друге стране знатно ниске вредности смичућих напона су познате као узрочник вазоконстрикције, коагулације, агрегације и таложења плочица^{61,78} што у великој мери утиче на формирање паријеталног тромба.⁵⁸

Улазне брзине задате као гранични услов у овом раду доводе до физиолошких протока код нормалних и патолошких случајева. „In vivo“ читавања показују протоке до 300mL/s што доводи до брзина од 100cm/s.³⁴ У овом раду максималне брзине од 35cm/s доводе до протока од 179mL/s код патолошких аорти што су вредности блиске оним објављеним у литератури^{77,90} за случај нормалних аорти у стању мировања (166 mL/s). Вредности напона у зиду код здравих и патолошких аорти се разликују⁹¹ али главни разлог томе нису високе вредности протока него његова патологија која је присутна у области анеуризме а која је скоро увек одсутна код здравих аорти, као и формирање великих зона рецикулације које у великој мери доприносе притисцима који делују на зид и који врше ширење ААА. Све ово може довести до повећања пречника а целокупан ефекат је израженији код старијих особа.⁹² Показано је да петина аорти подлеже дилатирању са годинама. Други хемодинамички параметри као што су хипертензија која повећава ризик од анеуризме за 30–40%⁹³ могу такође утицати на проток код пацијента.

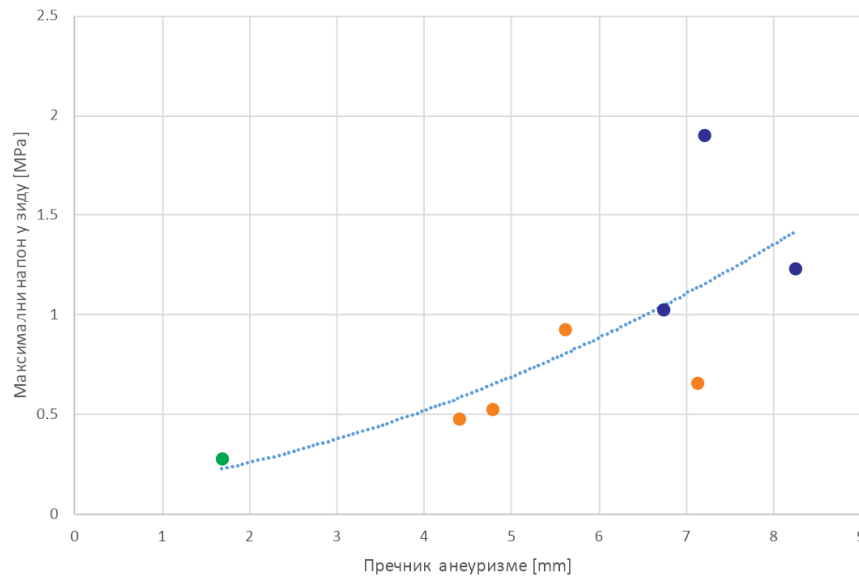
Још један разлог за коришћење исте улазне брзине код здравог пацијента мањег пречника аорте је женски пол пацијента код којих се очекује да имају ниже вредности у поређењу са патолошким ААА који су сви мушког пола. Разлике у протоцима могу бити значајне и више од 25%⁷⁷. Узимајући у обзир ова ограничења сматрало се да је

најадекватнији приступ за добијање упоредивих резултата између пацијената да се задају исте улазне брзине за све случајеве.

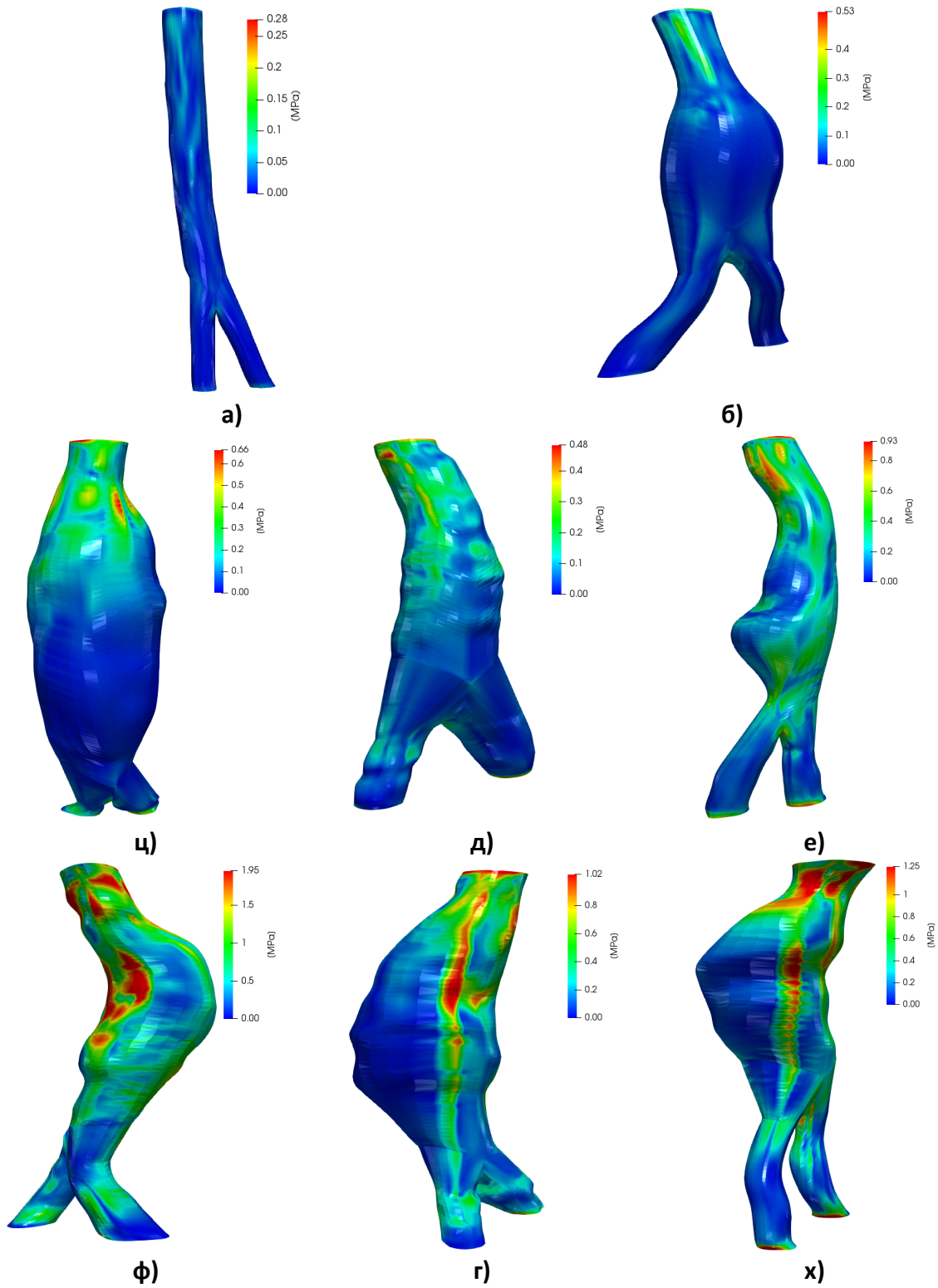
Још један могући ефекат код хемодинамике ААА је и утицај повратног удара.⁶² Смањена еластичност услед година и ефекат хидрауличног удара код ААА који се јавља када дође до судара напредујућег таласа следећег откуцаја срца доводи до повећаног притиска на зид аорте.⁵¹ Овај ефекат је могућ у симулацијама које су извршене јер их ништа не спречава да се догоде али би се очекивало од њиховог присуства да узрокују флукутације притисака а не њихово повећање због комплексних режим струјања.

5.2.3.2. Дистрибуција напона у зиду аорте

Дистрибуција напона код пацијената се одликује генералним повећањем од нормалне преко асимптоматичних и елективних до руптурираних аорти (Слика 5.12). На слици су приказани максимални напони у зависности од максималног пречника за сваког пацијента. Бележи се пораст пречника и напона у зиду од нормалних до руптурираних пацијената што је приказано и нелинеарном кривом. Пораст напона демонстрира способност методологије да на адекватан начин узима у обзир биомеханичке особине у различитим стадијумима болести. Резултати добијени симулацијама у овом раду су у складу са претходним спроведеним студијама објављених од стране других истраживача^{55,64,74,79,89,94} за руптуриране и неруптуриране ААА.



Слика 5.12 Максимални „Von Mises“ напон у односу са пречником анеуризме у максимуму систоле за све пацијенте (нормална зелено, симптоматичне и елективне наранџасто и руптуриране плаво)



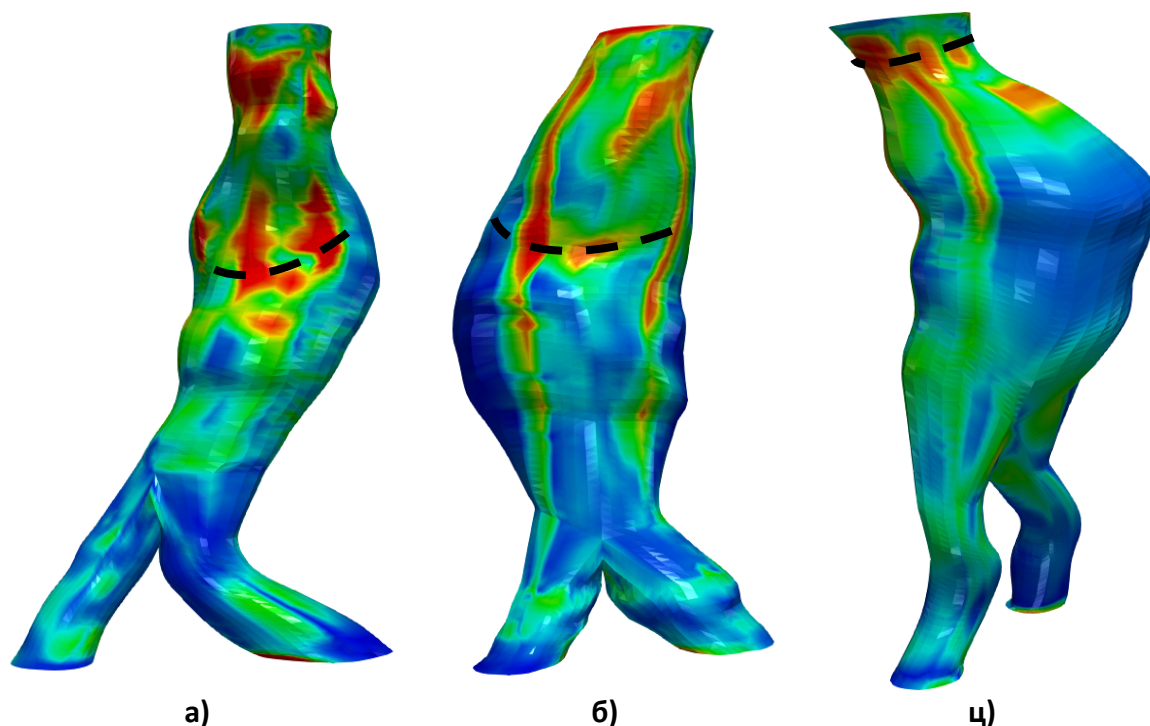
Слика 5.13 Дистрибуција напон у зиду аорте за изотропни материјални модел

Код здравог пацијента се јавља максимални напон од 0.276МПа. Симптоматичне и елективне показују максимални напон од 0.65МПа СД \pm 0.17МПа док руптуриране су под утицајем драстично већих напона који достижу вредности од 1.38МПа СД \pm 0.37МПа (Табела 5.1).

Пацијент	Пол	Максимални пречник(цм)	Максимална дебљина ИЛТ-а(цм)	Максимални напон у зиду(МПа)
Нормалан	Жена	1.68	-	0.276
ААА1	Мушкарац	4.79	1.62	0.531
ААА2	Мушкарац	7.14	2.64	0.664
ААА3	Мушкарац	4.41	0.94	0.482
ААА4	Мушкарац	5.63	3.33	0.927
РААА1	Мушкарац	7.21	1.85	1.905
РААА2	Мушкарац	6.73	4.41	1.023
РААА3	Мушкарац	8.24	2.94	1.235

Табела 5.1 Геометријски и механички параметри (максимални von Mises напон) за нормалну и патолошке случајеве на максимуму систоле.

Осам случајева је анализирано ради тестирања способности методологије да предвиди место пуцања тј. да покажу место код три пацијента код којих је дошло до пуцања. FSI симулације спроведене код пацијената са руптурираним ААА су показале највише вредности напона око или дуж линије демонстрирајући добро поклапање (Слика 5.14). На слици су показана места концентрација напона код три пацијента. Испрекидане линије показују право место пуцања утврђено са снимака која се у велико мери поклапају са регионима највећих напона где су концентрације максималних вредности очигледне.



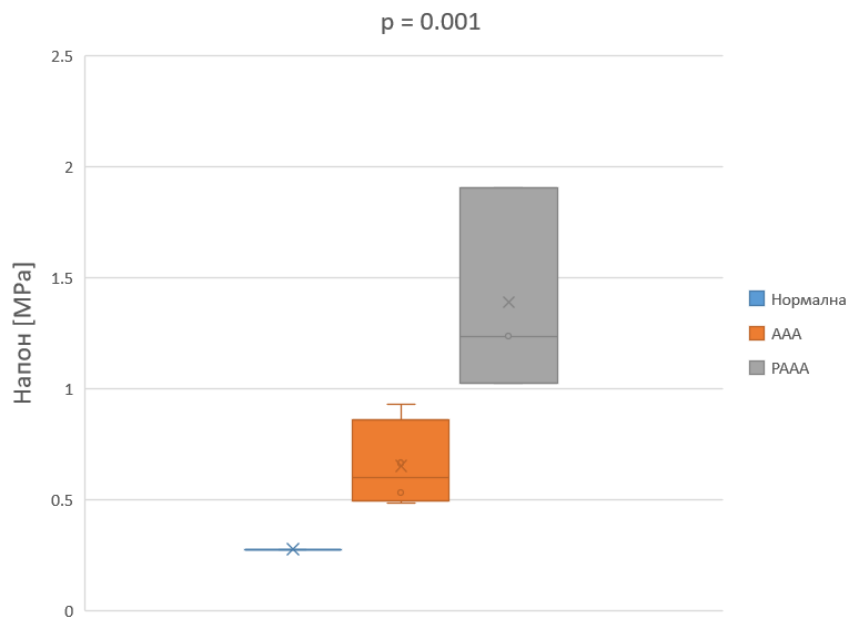
Слика 5.14 FSI симулације три AAA које су пукле. Испрекидане линије показују право место пуцања утврђено са снимака.

У овим симулацијама највеће вредности напона се јављају на задњој страни супротно од места постојања ИЛТ-а чиме се показује његова заштитничка улога смањивањем напона у његовој непосредној близини (Слика 5.14). За прву руптурирану AAA (Слика 5.14а) уочене су две главне локације концентracија напона. Једна на месту пуцања и друга близу врата анеуризме. Иако регија око врата се може тумачити као још једно потенцијално место пуцања максимални напон од 1.905MPa у максимуму систоле 305ms од почетка циклуса се баш јавља на месту пуцања.

Код другог пацијента (Слика 5.14б) концентracије напона су предвиђене на задњој страни поново супротној од места ИЛТ-а показујући да и код овог пацијента ИЛТ има заштитнички ефекат. Максимални напон од 1.023MPa се јавио у непосредној близини места пуцања.

Код трећег пацијента (Слика 5.14ц) симулације су показале више места концентracија напона. Једна од локација близу врата анеуризме се поклопила са линијом пуцања на којој се јавља највећи напон од 1.235MPa у максимуму систоле 305ms од почетка циклуса баш на месту пуцања.

Статистичка анализа је извршена користећи једнострану анализу варијанси (ANOVA) како би се утврдио значај нивоа напона у максимуму систоле код AAA и PAAA (Слика 5.15). На слици је приказан „Box and Whisker“ плот за максималне вредности напона за две групе. Тест је показао статистички значај разлика са $p = 0.001$ које су потврдиле валидност методологије. FSI методологија базирана на индивидуалним параметрима успехом прави разлику између две различите патолошке групе (руптурираних и неруптурираних) (Слика 5.12) и приказује номограм понашања аорте током три фазе болести.



Слика 5.15 „Box and Whisker“ плот за максималне напоне у врху систоле за три групе(1 – здрава, 4 – AAA и 3 – PAAA) израженим у МПа.

Иако постоје и већи региони са високим вредностима напона за мање регионе са максималним вредностима је показано код PAAA да се поклапају са местом пуцања. На основу тога се изводи закључак да је овај приступ бољи показатељ ризика од пуцања од максималног пречника. Интересантан случај је пацијент AAA2 који има пречник сличан као и пречници код анеуризми које су пукле али су FSI симулације показале значајне разлике у максималним напонима 0.66MPa наспрам средње вредности код AAA које су пукле од 1.38MPa којим се потврђује значај ове методологије као поузданији показатељ него конвенционални приступ.

Концентрације напона се на изглед јављају у регионима наглих геометријских промена (места прелаза аорте у анеуризму, између анеуризме и илијачне бифуркације, итд.) и у већини случајева има и друге факторе који им доприносе као што су

калцификати у зиду аорте за које је познато да утичу на концентracију напона. Хирурзи морају узимати у обзир значај ових фактора када врше процену ризика ААА дајући им више пажње него максималном пречнику анеуризме. Приказани резултати показују да примењена методологија може да предвиди потенцијално место пуцања рачунањем и приказом региона максималних напона.

5.2.4. Закључак

Приказана је иновативна методологија за одређивање ризика од пуцања који је примењен на реконструисаним геометријама нормалне и патолошких аорти укључујући и три случаја руптурираних анеуризми које су детаљно анализирани како би се утврдила могућност методологије да предвиди место пуцања.

Коришћен је приступ који узима у обзир битне биомеханичке величине као што су геометрија анеуризме и хемодинамичка интеракција. Моделирање на индивидуалној бази са циљем дијагнозе ААА може увек имати користи од коришћења додатних података пацијента који нису коришћени у овом раду. Ова студија се као и сличне скорије студије базира на претпоставци о константној дебљини зида од 2mm која може утицати на дистрибуцију напона на зиду. Модели који користе додатне податке којима се детаљно описује локална дебљина зида⁶² и његова промена^{60,61,63} могу унапредити тачност нумеричких симулација и побољшати њихову способност предвиђања. У овој студији претпоставка о дебљини зида је била незаобилазна због ограничења у доступној технологији за прикупљање слика и реконструкцију али има минимални утицај на ИЛТ и на резултате генерално што је и показано у претходним студијама.⁹⁵ Ипак у овој студији се отишло даље од уобичајеног приступа у другим студијама где су такође коришћени изотропни хипереластични материјали али са статичким симулацијама. Показана је способност FSI симулација, које користе тачнију поставку биомеханичких особина, да претпостави место пуцања.

Иако методологија показује да је способна да врши разликовање различитих стадијума болести аорте (нормалну, неруптуриране ААА и руптуриране ААА) поређене су аорте различитих пацијената у ретроспективној студији. У будућим корацима план је да се спроведу дугорочне студије у којима ће прогресија сваке ААА пацијента бити надгледана и анализирана проспективно. У оваквим студијама резултати симулација

(профили брзина, притиска и дистрибуција смичућих напона флуида) у различитим периодима се могу експериментално верификовати.

Изведена су и испитивања утицаја густине мреже на тачност резултата како би се дошло до геометрија којима се елиминишу недоумице услед резолуција мрежа које се користе у нумеричким симулацијама.

Заостали напони на неоптерећеним моделима нису узети у обзир због комплексности проблема а који би могли да доведу до мање униформне дистрибуције напона. Најадекватнији приступ у симулирању прогресије болести би се добио укључивањем хемодинамичких карактеристика пацијента као што су вредности правих протока и притисака измерених у тренутку његовог снимања. У овој студији то није било могуће јер је ретроспективног карактера и те информације нису биле доступне. На крају улазне брзине које су задаване су доводиле до физиолошких протока за све случајеве.

Резултати у овом раду показују да и са доста апроксимација и претпоставки алат који се базира на чистом биомеханичком приступу има значајну моћ предвиђања којом се може побољшати анализа и дијагностика болести ААА код пацијената. Резултатима се и тренутан критеријум ризика у виду чистог пречника још више доводи у питање због изузимања расподела напона који се јављају у зиду аорте услед сложене интеракције између геометрије, хемодинамике и зида. Динамичке симулације интеракције флуида и солида методом коначних елемената показују значајан пораст у напонима код руптурираних ААА поредећи са нормалном чиме се показује да резултати добијени нумеричким симулацијама могу да буду вредан додатни алат тренутној клиничкој пракси који пружа детаљну слику биомеханике ААА на основу које могу донети сигурнију одлуку око спровођења хируршке интервенције.

6.

6. Моделирање материјалних карактеристика ткива зида ААА код пацијента

Један од параметара биомеханичке анализе ААА, описане у претходном поглављу, су и материјалне карактеристике ткива тј. модул еластичности зида ААА пацијента који су измерени кроз „in vitro“ тестирање где је узет предњи зид анеуризматске кесе за анализу снаге зида током хируршке процедуре пацијената који су били део клиничке студије. Показано је да су узорци ткива ААА значајно чвршћи, мање истегљиви у односу на ткиво здраве аорте. Адекватан модел за тачну предикцију напона у зиду ААА захтева материјалне карактеристике који описује механичке особине ткива ААА на индивидуалној бази.

Инвазивни приступ за одређивање карактеристика ткива који је коришћен је непрактичан и немогућ у нормалним ситуацијама због чега је неопходно користити другачији поступак као што је развој статистичких модела на основу познатих података. Статистички модели засновани на експерименталним или клиничким подацима су познати по томе да их одликује слаба тачност када су ограничени са аспекта количине доступних података.⁹⁶ Такви модели су, у општем случају, јако осетљиви на лоше податке и екстремне вредности као и на ниво двосмислености која је присутна у фази логици код ових алгоритама. Како би се превазишла ова ограничења постојање велике количине података високог квалитета је неопходно што је веома непрактично и врло често неиспуњиво.

Циљ овог рада, између осталог, је у креирању модела за предвиђање материјалних карактеристика зида аорте користећи ограничену количину улазних података са континуираним излазима. Такви проблеми се иначе решавају моделима вишеструке линеарне регресије због претпоставке о статистичкој независности улазних

података, линеарности између зависних и независних променљивих, нормалности резидуала и одсуства ендогених променљивих.⁹⁷ Претпоставке овог типа су углавном нарушене

поготову у случајевима код којих су присутни комплексни физиолошки параметри.⁹⁸ Да би модели вођени ограниченом количином података били применљиви у оваквим ситуацијама пожељно је користити комплексније регресивне моделе као оне присутне код машинско учења где су модели у прилици да уче из додатних и да се динамички прилагођавају новим подацима.^{99–102}

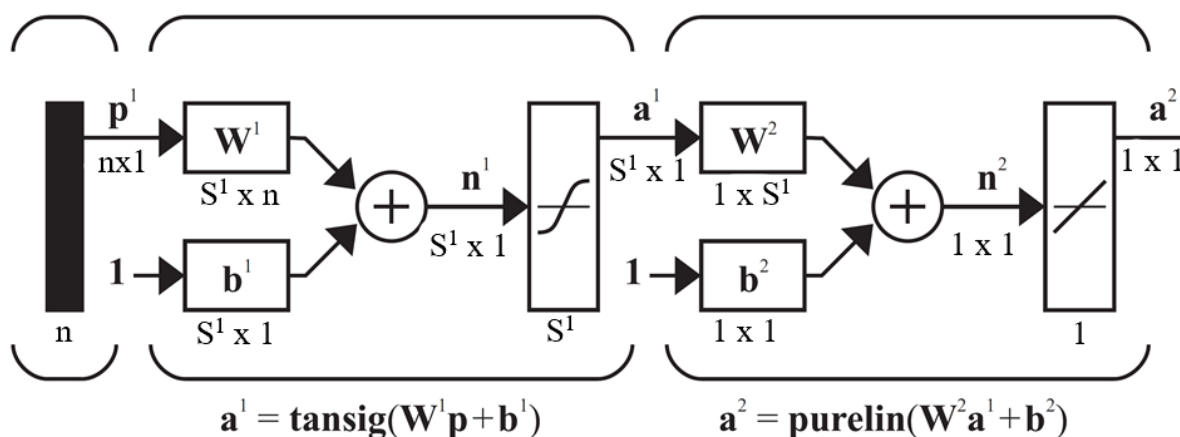
Машинско учење ужива велико интересовање последњих деценија у медицинским круговима што је резултирало низом успешних решења, вођених подацима, у различитим областима као што су обрада медицинских слика, дијагнозирање различитих болести али и у развоју система за подршку у одлучивању и предвиђању излаза. У овом поглављу се бавимо употребом неуронских мрежа са пропагацијом сигнала унапред и грешке уназад у предвиђању јачине зида анеуризме абдоминалне аорте неинвазивним путем користећи физиолошке, геометријске и демографске податке пацијента. Модел јачине зида аорте пацијента може пружити вредна сазнања која могу потпомогнути дијагнозу и превенцију пуцања анеуризме абдоминалне аорте и побољшати тачност нумеричких симулација. Сврха овог поглавља је да се развије модел неуронских мрежа за неинвазивну предикцију еластичности зида као и да се отвори простор за даљу употребу поменутог методологије како на актуелни проблем тако и на друге проблеме из сличног домена.^{103–105}

Вештачке неуронске мреже (ВНН) представљају дистрибуирани паралелни процесор који опонаша прави мозак у смислу да учи на основу утицаја окружења и смешта стечено знање у међунеуронске синапсе.¹⁰⁶ Кључни аспект неуронских мрежа лежи у томе што представљају универзалне апроксиматоре. Показано је да стандардне вишеслојне неуронске мреже са пропагацијом сигнала унапред су способне да апроксимирају сваку континуалну функцију и да нема теоретских ограничења за примену ових мрежа.¹⁰⁷ У ситуацијама где вишеструки регресиони модели не успевају да квантификују нелинеарну зависност између узрочних фактора и биолошких одзива, неуронске мреже, уз помоћ свог капацитета, успевају да пронађу корелације у нелинеарним медицинским подацима великих димензија са више компонената.^{108,109}

Неуронске мреже као решење високих перформанси, тачности и широке употребљивости су углавном сагледаване, као такве, у ситуацијама када је доступно доста података. Таква ситуација је веома ретка у медицинским истраживањима где је бројност доступних података ограничена комплексношћу и високом ценом експеримената великих размера. У овом поглављу се бавимо коришћењем вештачких неуронских мрежа у студији са малим бројем узорака.

6.1. Дизајн вештачке неуронске мреже

Узимајући у обзир величину и природу доступних података, вештачка неуронска мрежа (ВНМ) са пропагацијом сигнала унапред са једним скривеним слојем, p улазних параметара и једним излазом је изабрана за конкретан проблем. Скривени слој са S неурона карактерише симетрична сигмоидна активациона функција¹¹⁰ док излазни слој са једним неуроном карактерише линеарна активациона функција (Слика 6.1).



Слика 6.1 Топологија модела неуронске мреже као и конфигурација слојева представљена са улазом од p параметара, скривеним слојем од n неурона и једним излазом.

Матрица тежинских коефицијената улаза W^1 димензије $S^1 \times n$, скривеног слоја W^2 димензија $S^1 \times n$ и одговарајући прагови b^1 и b^2 сваког слоја су иницијализовани користећи Нгајен-Видров (енгл. Nguyen-Widrow) методу¹¹¹ која подједнако дистрибуира активни регион сваког неурона по улазном простору. Резултујући модел израчунава излазну вредност на основу улазног вектора p према изразу:

$$y = W^2 \cdot \tanh[W^1 \cdot p + b^1] + b^{(2)} \quad 6.1$$

Неуронске мреже су трениране користећи Левенберг-Марквардт (ЛМ) (енгл. Levenberg-Marquardt) алгоритам пропагације грешке уназад¹¹²⁻¹¹⁴ који се након тестирања још неколико алгоритама, за оптимизацију, показао као најефикаснији и, иначе, представља алгоритам који се најчешће користи код вишеслојног перцептрона.¹¹⁵ Алгоритам се базира на методи постепеног спуштања (енгл. Gradient descent) у циљу израчунавања градијената на основу којих се врши корекција тренутних вредности тежинских коефицијената са циљем конвергенције ка глобалном минимуму функције перформанси. ЛМ алгоритам је поприлично ефикасан у минимизирању нелинеарне функције грешке суме квадрата па је стога као функција перформанси коришћена функција корена просечне квадратне разлике између предвиђаних и правих, циљаних, вредности.¹¹⁶

$$rmse = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n [y_i - \hat{y}_i]^2}{n}} \quad 6.2$$

Где је y_i циљана вредност, \hat{y}_i вредност предвиђена од стране неуронске мреже а n је укупан број података. Како би се избегло претренирање (енгл. overfitting) неуронске мреже¹¹⁷ коришћена је процедура која имплементира принципе унакрсне валидације (енгл. cross-validation)¹¹⁸ и технике превременог заустављања (енгл. early-stopping).¹¹⁹ Поменути принципи се заснивају на насумичној подели улазних података на тренинг, валидационе и тест групе података у неком односу (70% тренинг, 15 % валидациони, 15 % тест подаци). ВМ је тренирана мењањем тежинских коефицијената према тренинг подацима у итеративном процесу. У свакој итерацији (епохи) сваки од тренинг узорака је поново приказан неуронској мрежи за ново прерачунавање тежина а перформанса модела је утврђена према валидационом подацима. У овом процесу учења вредност RMSE тежи нули $\lim_{n \rightarrow \infty} rmse_{tr} \rightarrow 0$, где индекс 'tr' означава да је функција грешке рачуната на основу тренинг података. Циљ је минимизирати грешку валидационих података како не би дошло до претренирања мреже чија вредност опада у почетку процеса тренирања. У одређеном тренутку вредност валидационе грешке почиње да расте када ВМ почиње превише да се прилагођава тренинг подацима и њена моћ генерализације, да даје адекватне резултате предвиђања над подацима које није видела у процесу учења, опада. Критеријум заустављања тренирања је одређен

бројем валидационих корака који представљају максималан дозвољен број узастопних епоха у којима валидациона грешка $rmse_{val}$ расте. Број валидационих корака је одређен према процедури описаној у **одељку 6.6**. Након заустављања као крајњи тежински коефицијенти модела се узимају они из епохе пре него што је валидациона грешка почела да расте тј. пре него што је почело претренирање модела. Другим речима, модел се враћа у стање оне епохе једнакој броју крајње епохе умањеној за број валидационих корака. Током тренирања тест подаци се не користе за одабир модела и ако се рачуна грешка у свакој епохи над том групом података. Грешка над тест подацима може да буде од помоћи у уочавању о лошој подели података. Случај да је разлика између валидационе и тест грешке, код крајњег модела, велика назначава лошу поделу и одабир неадекватних група података као репрезентативних за цео простор домена који се испитује.

Моћ предвиђања ВММ је оцењивана коришћењем линеарно регресивног фактора корелације R између предвиђеног и циљаног излаза и изабран је као главни статистички индикатор квалитета модела (**Једначина 6.3**).

$$R = \sqrt{1 - \frac{\sum_{i=1}^n [y_i - \hat{y}_i]^2}{\sum_{i=1}^n [y_i - \bar{y}_i]^2}} \quad 6.3$$

Где је \bar{y}_i просечна вредност y_i . Вредност R фактора је од 0 до 1 где $R = 1$ одговара савреном поклапању предвиђених и циљаних података означавајући да је 100% варијансе зависног излаза објашњиво регресионом једначином.¹²⁰ Поред тога овај фактор показује да ли вредности грешке модела (**Једначина 6.2**) чија је вредност израчуната након завршетка тренирања ВММ може бити искоришћена за оцену квалитета тренирања. Задовољавајуће вредности R значајно зависе од домена примене и сврхе модела.

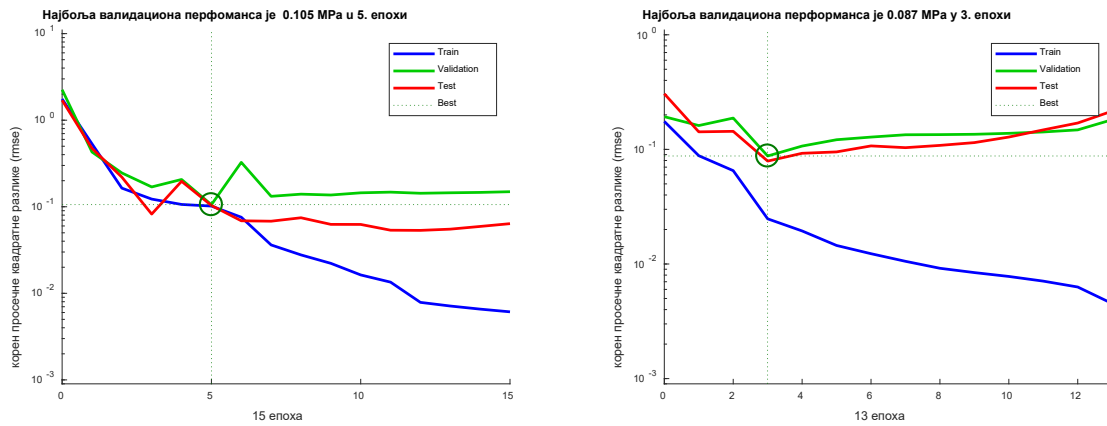
На основу података из литературе^{120,121} усвојени су следећи опсези вредности:

- $R > 0.96$ за моделе са високом способношћу предвиђања
- $0.86 < R < 0.96$ за моделе са добром способношћу предвиђања
- $0.6 < R < 0.86$ за моделе са слабом способношћу предвиђања

6.2. Утицај насумичне поделе података на квалитет модела

Примена ВНМ у ситуацијама са малим бројем података често је суочена са учесталим флукутацијама у конвергенцији и тачности услед осетљивости неуронских мрежа на почетне вредности тежинских фактора као и на редослед којим су подаци коришћени за тренирање ВНМ.^{122,123} Иницијализација ВНМ као и алгоритми пропагације грешке уназад врло често садрже извесне степене насумичности присутне са намером да побољшају конвергенцију ка глобалном минимуму функције перформанси што може да изазове непредвидиве резултате.^{109,123–125} Перформанса неуронске мреже може да варира значајно услед насумичне поделе улазних података на групе за тренинг, валидацију и тестирање^{123,126}. То је тек изражено у ситуацијама са малом количином улазних података (**Слика 6.2**).

За тренирање ВНМ од свих доступних података 79 је насумично изабрано за тренирање неуронске мреже, 17 за валидацију и преосталих 17 за тестирање. Број неурона у скривеном слоју који је коришћен је утврђен према методологији описаној у **одељку 6.5** Након 5 узастопних епоха корен просечне разлике $rmse_{val}$ између циљаних и излазних вредности код валидационих података износи 0.105MPa Слика 6.2а. Наставак тренирања након 5. епохе доводи до претренирања неуронске мреже. Генерализациона способност неуронске мреже опада због чега грешка на валидационим подацима расте. Тачније, метода превременог заустављања је с успехом, пратећи понашање функција перформанси, установила оптималну епоху неуронске мреже и након прекида тренинга вратила неуронску мрежу у оптимално стање. Тачност мреже изражене преко грешке израчунате преко тест података показала је вредност од 0.106MPa у оптималној петој епохи.

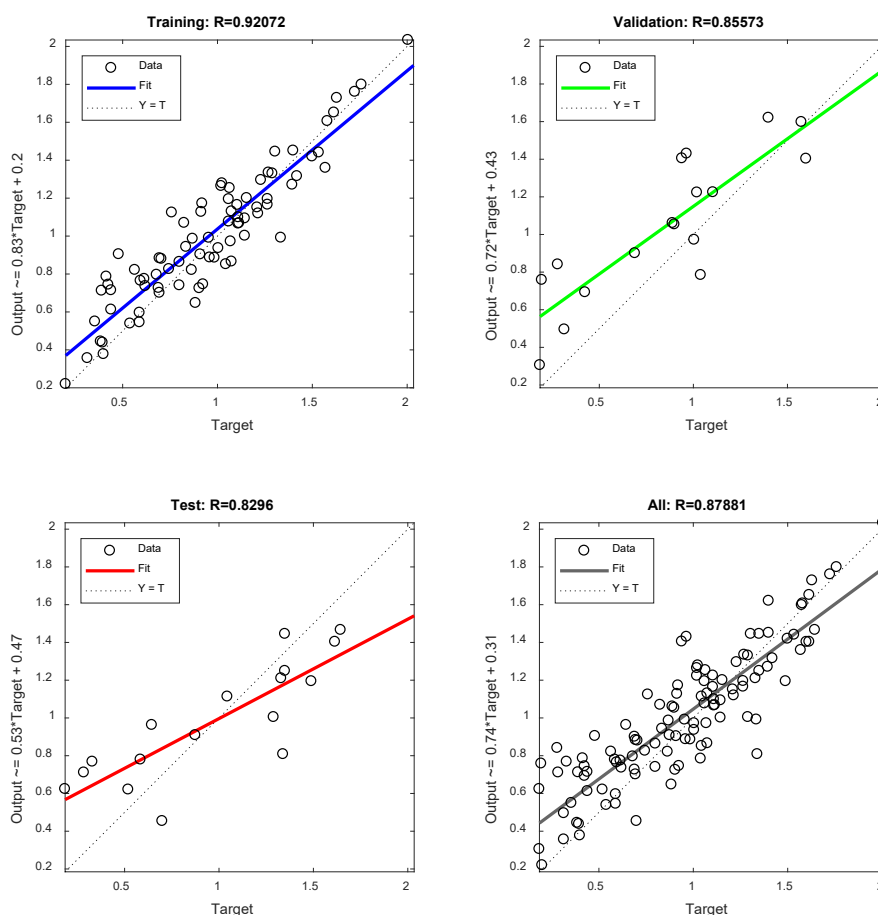


Слика 6.2 Перформансе вештачке неуронске мреже после једног тренирања и перформанса оптимизоване неуронске мреже мерене на основу RMSE на тренинг (плава линија), валидационим (зелена линија) и тест (црвена линија) подацима. Најмања валидациона грешка је израчуната у петој $rmse_{val} = 0.105 \text{ MPA}$ на слици (а) и у трећој епохи $rmse_{val} = 0.087 \text{ MPA}$ (б). Вертикална испрекидана линија означава епоху са најмањом валидационом грешком $rmse_{val}$.

Перформансе вештачке неуронске мреже (Слика 6.2а) мерене на основу регресионог фактора R су следеће: $R_{tr} = 0.897$ за тренинг податке (79 узорака) и $R_{val} = 0.726$ на валидационом подацима (17 узорака). Неуронска мрежа се показала значајно ефикаснијом на тренинг подацима јер је била суочена, у процесу учења, са њима. Поред тога валидациони сет се састоји од само 17 улазних података што је значајно мање. То повећава ефекат насумичне расподеле и екстремних вредности. Применом модела на подацима резервисаним за тестирање добија се $R_{test} = 0.711$ што означава слабу корелацију између предвиђених и циљаних вредности и карактерише модел са лошом особином предвиђања. Регресиони фактор израчунат за цео скуп података је $R_{all} = 0.832$. На крају, иако су сва четири фактора у задовољавајућим границама модел показује лошу корелацију.

Ефикасности неуронске мреже се директно може оптимизовати ако се тренирање, валидација и тестирање врши на подацима који су адекватно расподељени и у адекватном редоследу. Ипак, проналажење оптималног распореда захтева претраживање свих комбинација улазних података, насумично подељених сваки пут на три групе, што доводи, и са малом групом података, до броја комбинација које је немогуће узети у обзир. Због тога број комбинација смо на овом примеру ограничили на 3000 где је исти број неуронских мрежа истренирано како би се нашла оптимална. Регресиони фактори сваке неуронске мреже су оцењивани на аутоматизован начин на основу којих је изабрана најбоља мрежа код које се најбољи резултат добија у трећој

епохи чији су тежински коефицијенти искоришћени за коначи модел. Регресиони фактори, оптимизоване неуронске мреже, између циљаних и излазних вредности су побољшани у односу на претходни случај са вредностима: $R_{tr} = 0.921$ за тренинг, $R_{val} = 0.856$ за валидационе, $R_{test} = 0.829$ за тест и $R_{all} = 0.879$ за све податке (Слика 6.3). Такође и тачност мреже са аспекта грешке $rmse_{test}$ се драстично променио са вредности од $rmse_{test} = 0.106$ код иницијалне на $rmse_{test} = 0.0881$ код оптимизоване неуронске мреже.



Слика 6.3 Оптимизована неуронска мрежа: линеарна регресија између излазних и циљаних вредности за (а) тренинг, (б) валидационе, (ц) тест и (д) све податке. Кругови означавају експерименталне податке, пуне линије линеарну апроксимацију а испрекидана савршено поклапање где излази и циљане вредности су идентичне.

На основу ова два примера може се закључити да се у контексту система вођених подацима модел може оптимизовати за податке које користи. Таква оптимизација нуди велики потенцијал да максимизује тачност модела и могућност да се апроксимирају подаци. Са друге стране може довести до негативних ефеката као што је немогућност да

се прилагоди новим подацима чинећи модел употребљив само на тренинг подацима. То може бити превазиђено у случају да су почетни подаци репрезентативни примери целокупног домена у коме ће се модел користити. У следећем делу ће бити описана процедура за постизања ове врсте ефикасности у случају малог броја доступних података.

6.3. Метода вишеструких циклуса

Непостојаност ефикасности ВНМ због недовољне количине података, услед интерних процедура, утиче на валидност резултата и изазива потешкоће међусобног поређења различитих дизајна ВНМ са циљем њихове даље оптимизације и оцене квалитета. Како би се превазишла та ограничења а користећи закључке из одељка 6.2, где је модел оптимизован коришћењем велике групе мрежа, примењује се приступ вишеструких циклуса у коме се велики број неуронских мрежа истог дизајна истовремено тренира како би се заобишао проблем варијације ВНМ у случају мале количине података. Другим речима, квалитет одређеног дизајна неуронске мреже се не остварује оцењивањем на основу једног њеног примерка или групе примерака већ упоредним оцењивањем великих група од по неколико хиљада неуронских мрежа што омогућава његову анализу на адекватан начин. У оквиру сваког циклуса сваки примерак је идентичан у смислу топологије и активационих функција. Оно што их чини различитим су три врсте насумичности које су намерно уграђене у рутине иницијализације и тренирања:

- Почетне вредности коефицијената тежине и прагова
- Однос расподеле података за тренирање и валидацију (подаци за тестирање су фиксирани)
- Распоред којим су подаци за тренирање и валидацију прослеђивани неуронској мрежи

При сваком циклусу неколико хиљада неуронских мрежа, различитих почетних услова, је генерисано и тренирано симултано резултирајући са групама успешних и неуспешних примерака класификованих на основу критеријума квалитета (**Одељак 6.4**). Показатељ квалитета дизајна је формиран користећи заједничке статистичке карактеристике сакупљене у току сваког циклуса. Такав приступ омогућава поређење

конзистентности квалитета мрежа у оквиру циклуса без обзира на ограничену количину података. Овакав приступ омогућава да се добије увид о значају дизајна неуронске мреже, као што су величина и трајање тренирања, на квалитет крајњег модела кроз итеративан процес процене. На крају, најбоље оцењена мрежа, оптималног дизајна, се одабира као употребљиви крајњи модел.

Следећа терминологија се користи у овом поглављу:

- Дизајн представља величина неуронске мреже, преносне функције, алгоритми за тренирање, итд.
- Параметри неуронске мреже су тежински коефицијенти и прагови
- Оптимални дизајн неуронске мреже је базиран на оцењивању њене адекватне величине, топологије, алгоритама за тренирање, итд.
- Крајњи модел је најбоље показан примерак мреже оптималног дизајна

На број неуронских мрежа које су трениране у једном циклусу директно је утицао однос између захтеване прецизности статистичких мера и времена извршавања на рачунару. За конкретан проблем је утврђено да 3000 неуронски мрежа даје задовољавајуће статистике перформанси као што су просечне вредности регресивних коефицијената између циљаних и предвиђаних вредности са прецизношћу до 3 децимале. Ради упоређивања конзистентности мрежа у оквиру циклуса сваки циклус, са 3000 неуронских мрежа, је поновљен 10 пута резултујући са тренираних 30.000 мрежа укупно. Просечно време извршавања на рачунару (Intel i7-6700 CPU @ 3.50 GHz, 16 GB RAM DDR4 2133MHz) било је 250 секунди.

6.4. Оцена квалитета

За оцену перформанси сваке неуронске мреже, укључујући и најбољу, коришћени су коефицијенти линеарне регресије (**одељак 6.1**). Тачније рачунати су коефицијенти за целу групу података (R_{all}), и посебно за податке за тренирање (R_{train}), валидацију (R_{val}), и тестирање (R_{test}). Вредности $R \geq 0.6$ дефинишу статистички значајне перформансе тј. $R_{all} \geq 0.6$; $R_{train} \geq 0.6$; $R_{val} \geq 0.6$; $R_{test} \geq 0.6$.

Корен просечне квадратна грешке $RMSE$ (**Једначина 6.2**) целокупног скупа података је такође коришћен за оцењивање квалитета. $RMSE$ представља исту

информацију као и регресивни коефицијент R али у смислу апсолутне разлике између предвиђаних и циљаних вредности. $RMSE$ омогућава бољи увид у грешку предвиђања с обзиром да је изражена у јединицама излазне величине.

Укупна перформанса c дизајна неуронске мреже у оквиру вишеструких циклуса је одређена на основу следећих статистичких карактеристика:

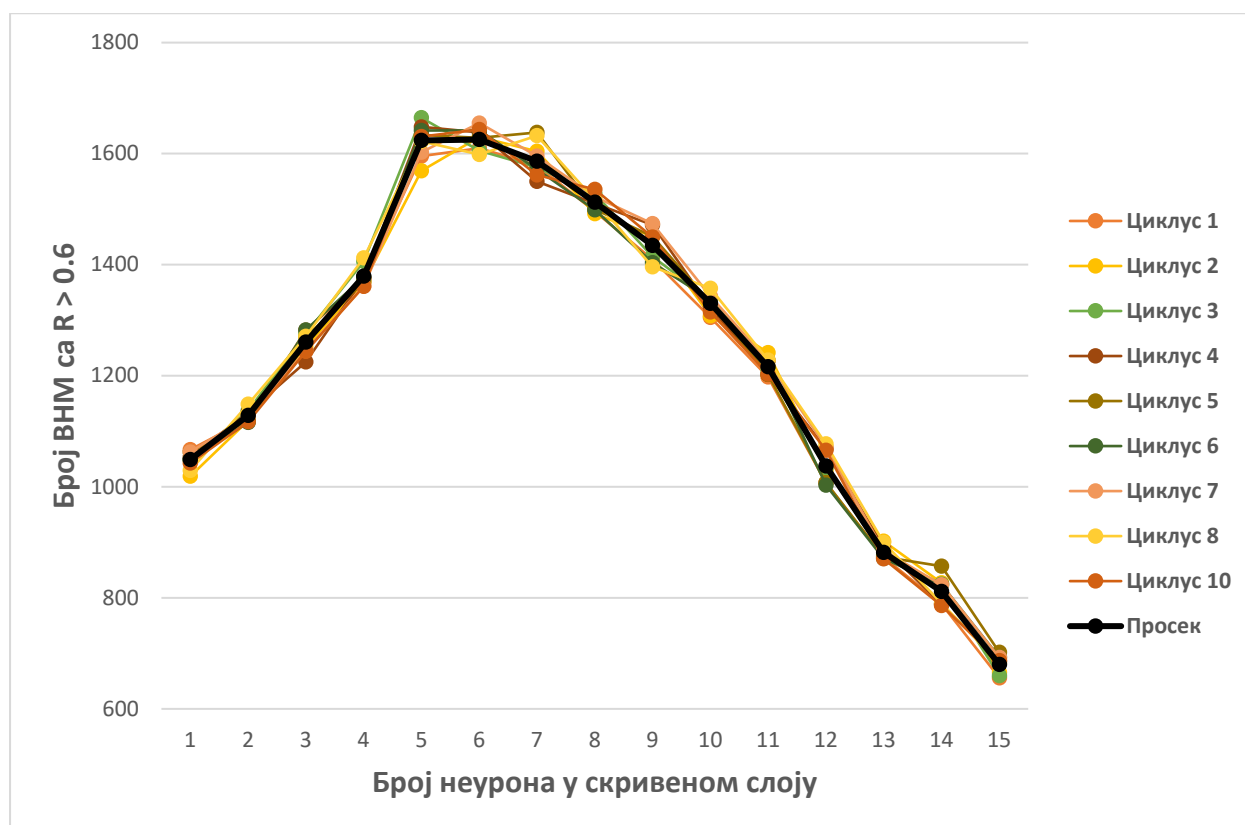
- Просечна вредност μ и стандардна девијација σ фактора R_{all} и R_{test} целог циклуса
- Број неуронских мрежа са статистички значајним вредностима перформанси

Приликом одабира најбоље неуронске мреже узимамо у обзир R_{train} и R_{val} . Уобичајено је да се модел оцењује на основу валидационих података. Ипак код случаја са малим бројем података R_{val} није поуздан. Са друге стране, и ако R_{train} не показује применљивост модела на новим примерима, он даје највећу вредност перформансе која може да се очекује. Очекивано је да R_{train} има већу вредност од R_{val} за трениране мреже. Због тога када се одабира најбоље показана мрежа не узимају се у обзир они примерци са $R_{val} > R_{train}$ и од преосталих одабирамо ону са највећом вредношћу R_{val} . Треба узети у обзир да R_{test} не треба да буде укључена у одабир модела с обзиром да показује генерализациону способност неуронске мреже на новим подацима.

6.5. Одабир броја неурона у скривеном слоју

Због мале количине података за тренирање мреже неопходно је детаљно одабрати број неурона у скривеном слоју како би се добио модел са поузданом генерализацијом. Ефекат повећања броја неурона од 1 до 15 је посматран у серијама који су укључивали 10 циклуса са по 3000 тренираних ВНМ за сваки додати неурон тј. коришћено је укупно 450.000 ВНМ ради добијања адекватније представе о конзистентности конфигурације.

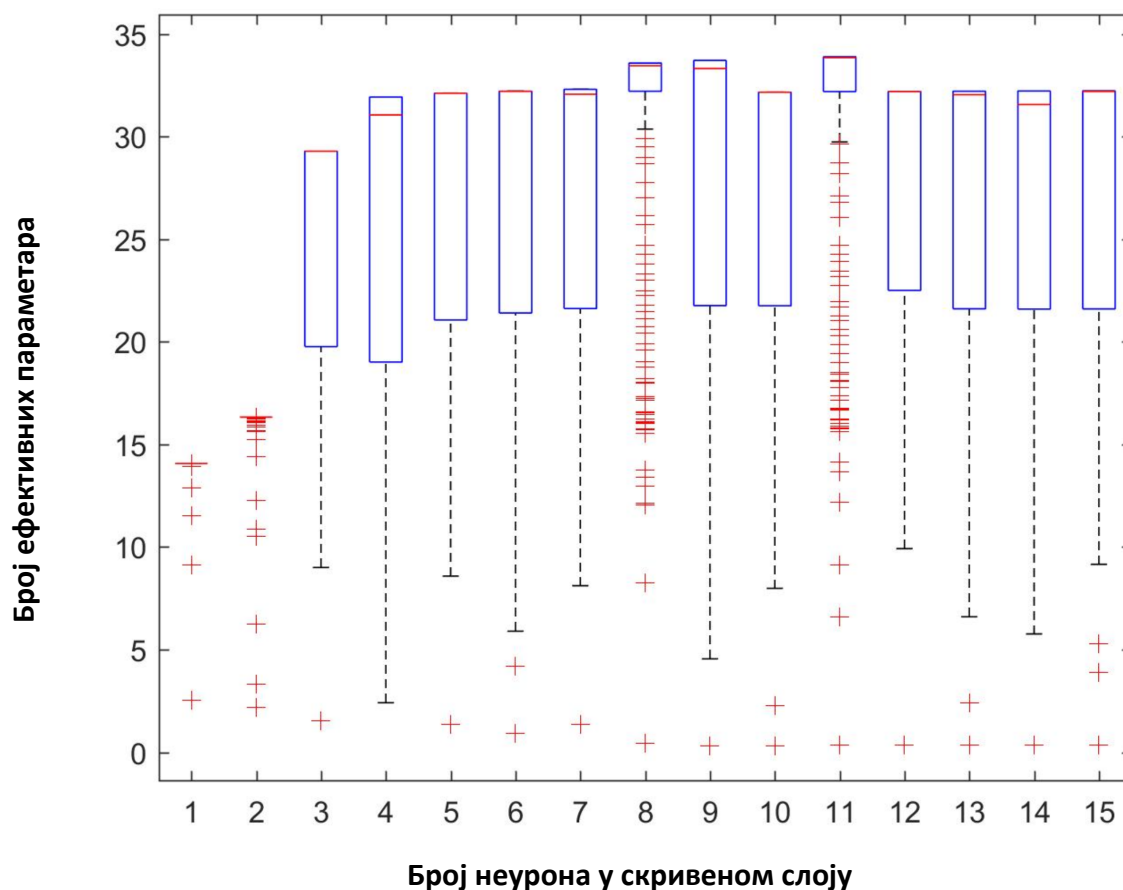
Слика 6.4 показује број статистички значајних, тј. ВНМ које су постигле ефикасност од $R_{all} \geq 0.6$ кроз целокупни сет података као и индивидуално кроз податке за тренинг, валидацију и тестирање. Поред значајне варијације у резултатима у оквиру циклуса у просеку најбоље су се показале ВНМ са 5, 6 и 7 неурона у скривеном слоју са укупно 1623, 1626, 1586 ВНМ са статистички значајним перформансама, респективно.



Слика 6.4 Број статистички значајних ВНМ по циклусу за различит број неурона у скривеном слоју

За статистички значајне неуронске мреже дистрибуције фактора R_{all} и R_{val} су поређене за различите конфигурације неурона. Највише вредности R_{val} су постигнуте за неуронске мреже са 5 и 6 неурона. Вилкосонов тест суме рангова (енгл. Wilcoxon rank-sum test) је коришћен да установи варирање у резултатима између циклуса за два најбоље показана дизајна. На основу поређења парова вероватноћа (p-вредности), са нивоом значајности од 5%, неуронске мреже са 6 неурона у скривеном слоју су се показале као стабилније у односу на оне са 5 неурона у скривеном слоју. Узимајући у обзир највећи број статистички значајних ВНМ, највеће вредности R_{all} и R_{val} као и стабилност између циклуса дизајн са 6 неурона у скривеном слоју је изабран за оптималан и коришћен је за одређивање крајњег модела у следећој фази.

Још један начин да се одреди оптимални број неурона у скривеном слоју је коришћењем регуларизације параметара у процесу тренирања. Овај принцип наводи модел да користи мање вредности тежинских коефицијената тако што нелинеарно повећава грешку модела за веће вредности тежинских коефицијената. Мрежа са великим бројем неурона у скривеном слоју се тренира на почетку користећи већи број параметара али регуларизација усмерава мрежу да оптимално користи свој капацитет искључивањем непотребних параметара из употребе. Ефективан број параметара у неуронској мрежи, тренираној употребом регуларизације, може да служи за процену ефективности величине мреже. Испитивањем броја параметара који су коришћени од стране мреже, варирањем величине од 1 до 15 неурона у скривеном слоју, употребом Бајезијанове регуларизације (**Слика 6.5**) показано је да је број ефективних параметара растао код мрежа од 1 до 5 неурона а да се смањивао код мрежа које су имале више од 5 неурона чије су средње вредност показивале мале промене за конфигурације са више од 5 неурона. На основу тога је изведен закључак да неуронска мрежа са 6 неурона може да буде најнефективнија. То је и потврђено у процесу са 15 циклуса где је коефицијент корелације валидационих података R_{val} био највећи у случају код мреже са 6 неурона.



Слика 6.5 Расподела ефективног броја параметара код регулизованих мрежа са различитим бројем параметара

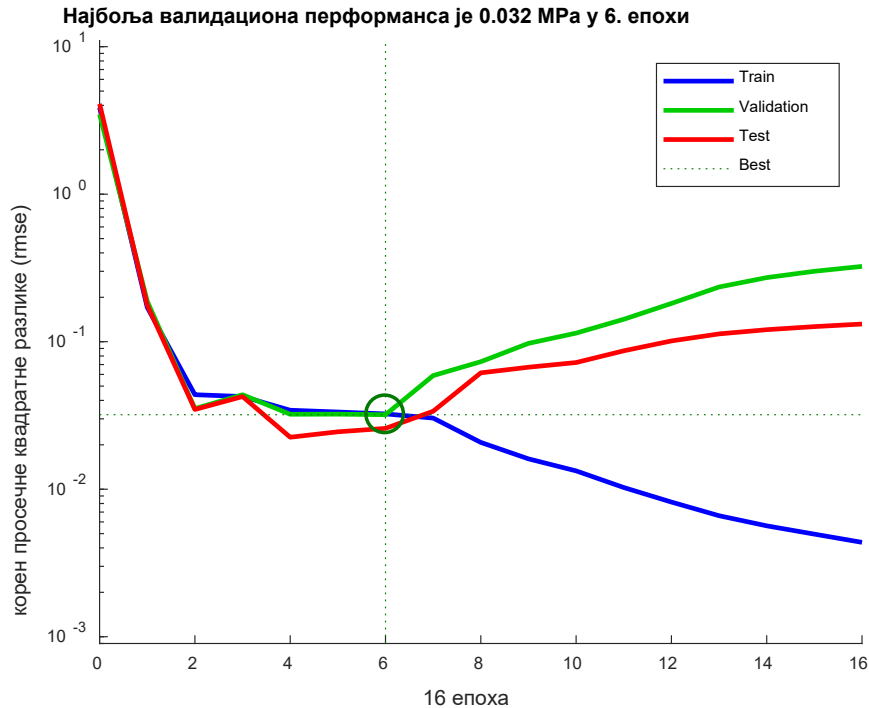
6.6. Одабир броја валидационих корака

Дужина тренирања неуронске мреже утиче на однос између перформансе мреже и њене генерализације. И ако дуже тренирање може довести до високих перформанси, приликом употребе мреже на подацима за тренирање, врло често узрокује лошу генерализацију на подацима за тестирање са којим се неуронска мрежа није суочила. Превремено заустављање помаже у заобилажењу претренирања неуронске мреже заустављањем њеног тренирања након постизања максималног броја валидационих корака. Број узастопних итерација у којима валидациона перформанса неуронске мреже не опада игра кључну улогу у квалитету процеса тренирања. Он такође значајно утиче на дужину тренирања која расте са бројем валидационих итерација.

Посматрањем 20 циклуса од по 3000 неуронских мрежа код којих се број валидационих итерација мењао у опсегу од 1 до 10 са кораком 1 и од 10 до 100 са кораком 10 њихов ефекат на неуронску мрежу је безначајан. Поредеши расподелу R фактора ни код R_{val} ни код R_{all} није уочена разлика статистичког значаја од 5%. Због тога мрежа са било којим подешавањем која даје највеће вредности R_{val} и R_{all} је добар кандидат за коначну. На основу претходних поставки изабран је број од 10 валидационих итерација за све групе података којим се постиже адекватна ефикасност симулације.

6.7. Крајњи модел

Приликом тренирања мрежа коришћена је ЛМ алгоритам као и метода превременог заустављања описана у одељку 6.1. Слика 6.6 показује принцип превременог заустављања коначног модела који представља најбоље показан примерак ВМ у изабраној конфигурацији. Оно што се може уочити је да приликом тренирања коначног модела грешка неуронске грешке, изражена преко тренинг групе података, постепено опада са сваком епохом. У 2. епохи грешка валидационих података расте у континуитету 10. узастопних епоха због чега је постигну критеријум превременог заустављања. Тежински коефицијенти неуронске мреже враћене су на вредности за 10 корака уназад на стање где је валидациона грешка најмања. Оно што је вредно напоменути је да то није корак који минимизира функцију грешке тест групе података, што је и уобичајено, јер тест подаци нису укључени у процес тренирања. Приказ понашања њихове функције грешке је приказано из илустративних разлога а и да би могла да се увиди генерализациона способност модела у крајњем случају.



Слика 6.6 Понашање функције грешке неуронске мреже током 12 епоха тренинг (плава), валидационих (зелена) и тест (црвена) података. Најбољи резултате је постигнут у другој епохи (зелени круг).

6.8. Тестирање модела уз помоћ вештачких (сурогат) података

У ситуацијама где је довољан број података доступан ефикасност ВМ, у закључивању о релацијама у подацима, се очекује да одговара перформанси ВМ на тест групи података. Са малим групама података ефикасност у учењу се смањује па чак и лоше дизајниране ВМ могу да остварују добре перформансе насумично на тест подацима. Како би се заобишао тај проблем и како би могло да се оцени перформанса ВМ у присуству насумичног ефекта коришћени су вештачки подаци. Вештачки подаци опонашају статистичке особине сваке компоненте улазних података засебно. Иако задржавају статистичке законитости присутне у оригиналним подацима вештачки подаци не задржавају комплексне везе и законитости које постоје између компоненти. Због тога ВМ научене и тестиране на вештачким подацима се очекује да се понашају лоше.

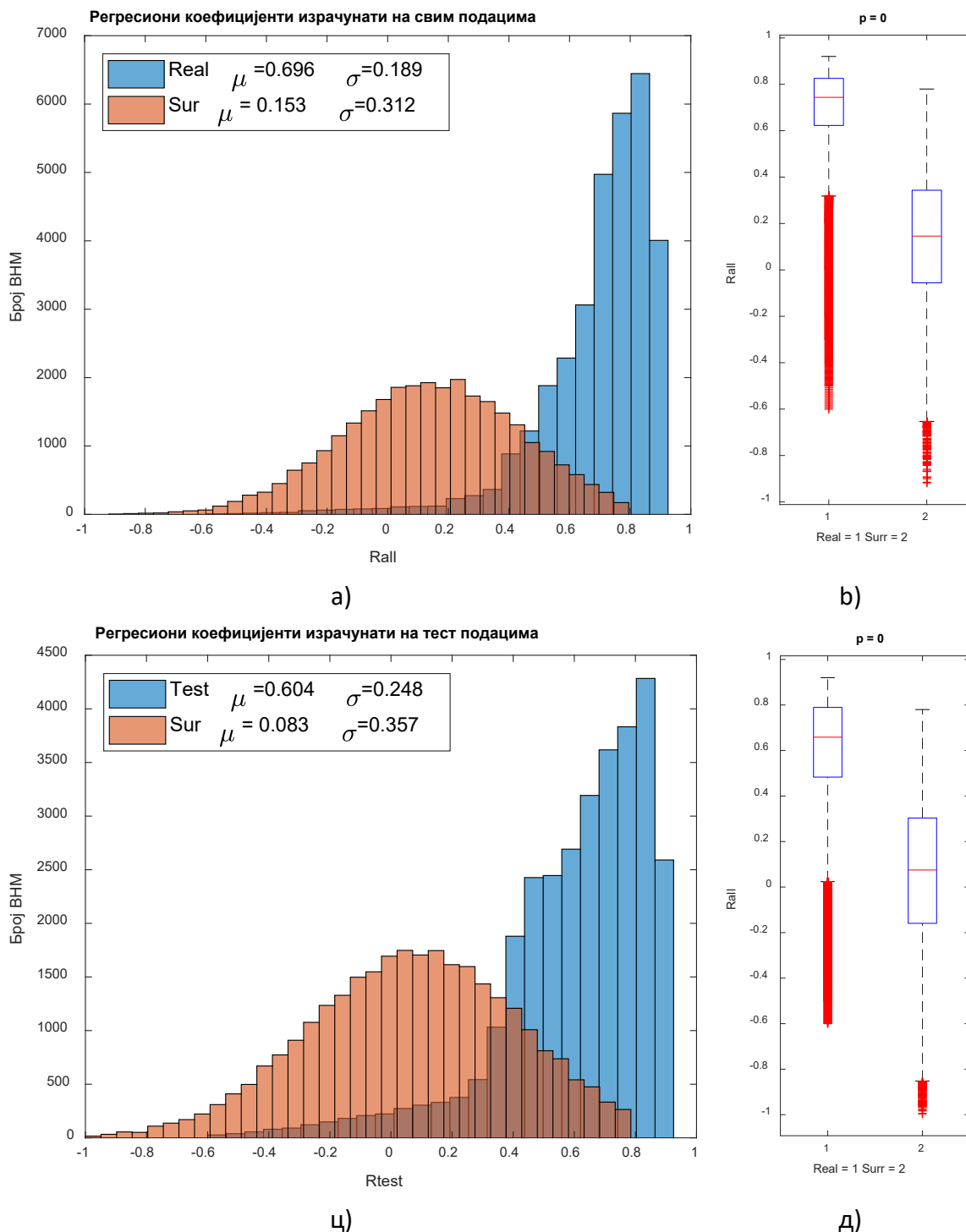
Велики број неуронских мрежа је генерисано користећи описан процес вишеструких циклуса са вештачким подацима. Најбоље показана ВМ дефинише доњи праг који ВМ тренирана са правим подацима мора да превазиђе.

Вештачки подаци могу бити генерисани користећи различите методологије^{127–129} а овде су коришћена два приступа. Све континуалне компоненте су нормално дистрибуиране према Коломогров-Смирноф (енгл. Kolmogorov–Smirnov) тесту.⁹⁷ Вештачки подаци су генерисани користећи насумичне вредности али са намером да се уклопе у, оригиналну, нормалну дистрибуцију на основу просека и стандардне девијације израчунате код оригиналних података, као и у опсег вредности и број оригиналних података. За податке где дистрибуција улазног вектора није нормална насумична пермутација⁹⁷ оригиналног вектора је примењена.

Усвојен дизајн неуронске мреже описан у претходном делу је направљен да користи улаз са 13 компоненти. Хетерогени вектор p димензије $n \times 13$, је организован према следећем распореду:

1. Године старости
2. Категорија година
3. Пол
4. Висина
5. Тежина
6. Индекс телесне масе
7. Пушач / Непушач
8. Број цигарета на дан
9. Године пушења
10. Елективан, симптоматичан или руптура
11. Максимални пречник анеуризме
12. Запремина интралуминалног тромба
13. Однос запремине лумена и ИЛТ-а

Користећи стандардну процедуру одређивања параметара уз помоћ вишеструких циклуса неуронска мрежа је конфигурисана на 6 неурона у скривеном слоју (**одељак 6.5**) а број валидационих корака је постављен на 10 (**одељак 6.6**).



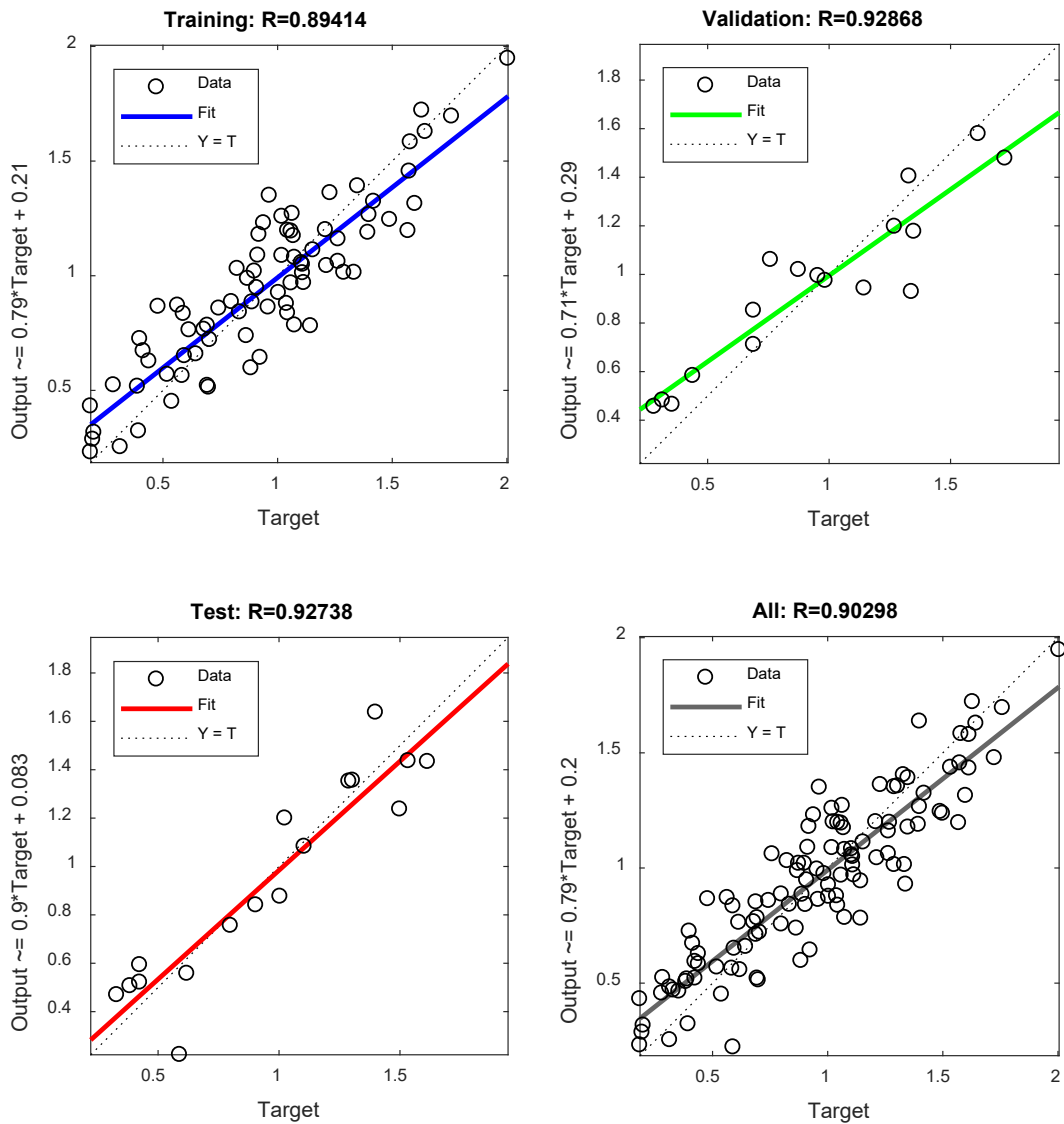
Слика 6.7 Дистрибуције (а, д) регресионих коефицијената остварених од стране неуронских мрежа тренираних на вештачким (плава) и правим (наранџаста) подацима. Дистрибуције и резултати Вилкосоновог теста суме рангова за средње вредности свих и тест података су приказани на сликама (б) и (д).

Перформансе неуронских мрежа тренираних са правим и вештачким подацима су упоређиване на основу 10 циклуса са по 3000 неуронских мрежа тј. на основу 30000

неуронских мрежа. Неуронске мреже трениране са правим подацима су престигле вештачке неуронске мреже са просечном разликом у перформансама од 78% (Слика 6.7а).

Вилкоксонов тест суме рангова између група од 30000 мрежа показао је статистичку разлику ($p=0$) између група са средњим вредностима $R_{all,sur} = 0.144$ за сурогате наспрам $R_{all,real} = 0.744$ за праве податке (Слика 6.7б). Сличне разлике у дистрибуцијама за $R_{test,real}$ и $R_{test,sur}$ су уочене и код тест група података (Слика 6.7 ц-д). Праг сурогата је $R_{sur,max} = 0.78$ и представља доњу границу за неуронске мреже трениране на правим подацима. На крају је тест са сурогатима показао да тачност модела није услед насумичног ефекта.

Из група од по 3000 мрежа оптималног дизајна најбоље показана неуронска мрежа је била способна да предвиђа јачину ткива са грешком израчунатом над тест подацима од 0.033МРА. Коефицијенти корелације линеарне регресије између циљаних и излазних вредности неуронске мреже су: $R_{tr} = 0.894$, $R_{val} = 0.929$, $R_{test} = 0.927$ и $R_{all} = 0.903$ (Слика 6.8а-д) што указује на добру тачност у предвиђању без обзира на ограничени број података.



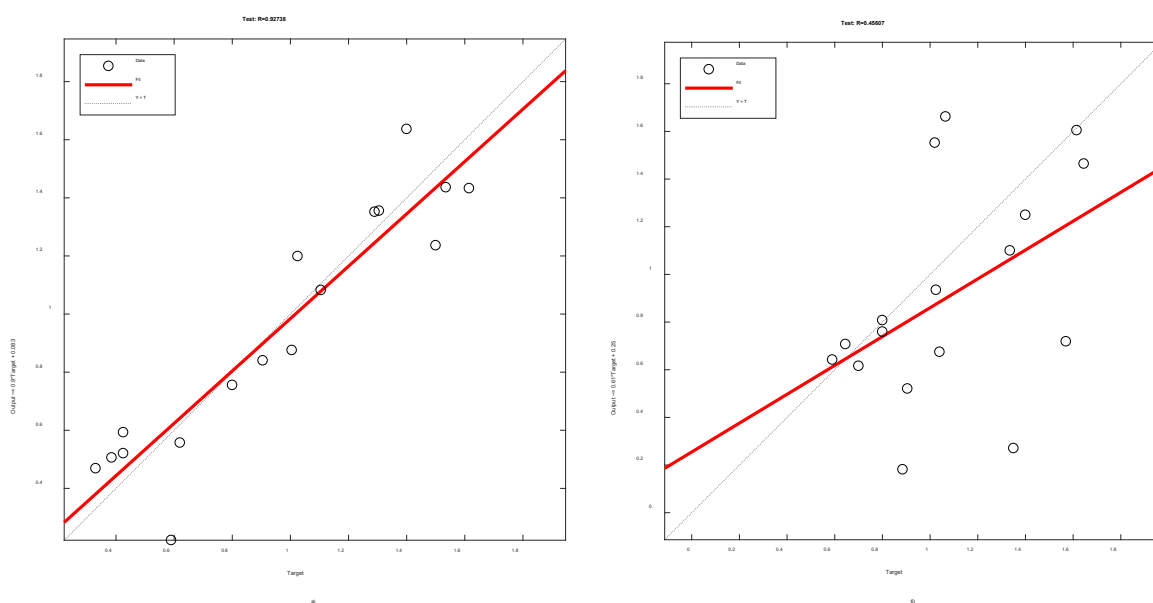
Слика 6.8 Линеарна регресија између циљаних и излазних вредности ВМ за јачину зида аорте. Приказане су вредности засебно за а) тренинг (плава), б) валидационе (зелена) и ц) тест (црвена) и све (црна) податке.

6.9. Сензитивна анализа

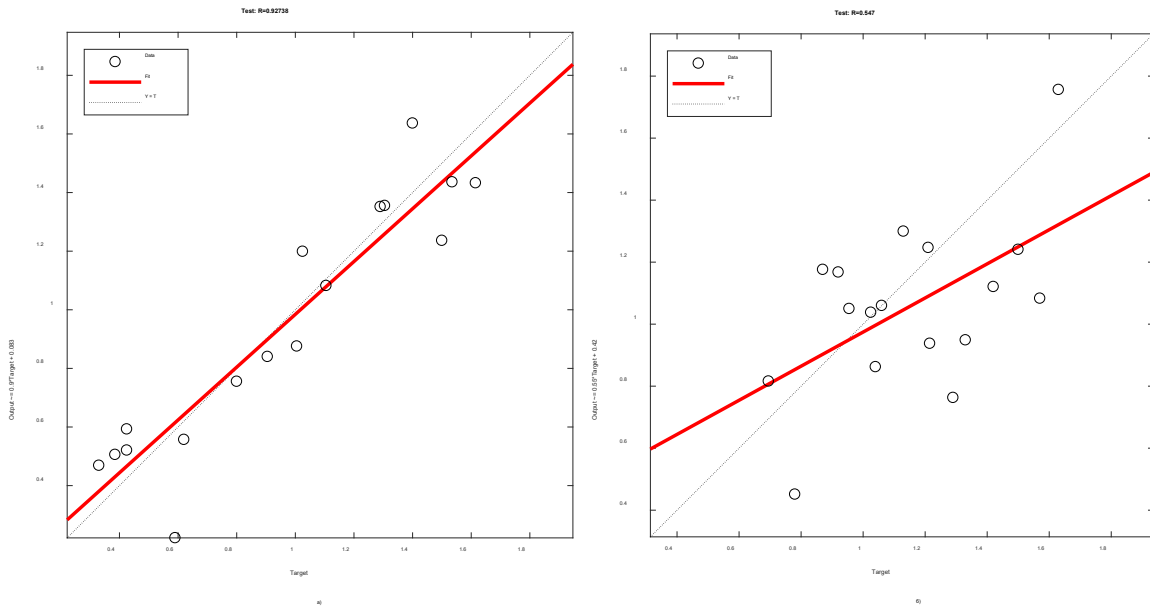
Пошто је завршено тренирање вештачке неуронске мреже може бити од користи да се стекне увид у важност сваке компоненте улазног вектора на моћ предвиђања ВНМ. Компоненту улазног вектора за коју се утврди да је небитна могуће је искључити из даље употребе приликом учења. То може да поједностави модел, умањи захтевност у прорачуну и помогне у спречавању великог подударења ВНМ са тренинг подацима. Због тога је спроведена сензитивна анализа да би се утврдило да ли је могуће предвидети јачину зида аорте са мање од 13 компоненти а да се при томе задржи сличан ниво тачности и моћ предвиђања модела. Праћено је колико је сваки од параметара одговоран у предвиђању јачине зида аорте на основу регресивног фактора корелације. Оне параметре за које се утврди да имају незнатан значај могу се елиминисати и тиме смањити број димензија код овог вишедимензионог проблема без губљења механичко биолошких особина јачине зида аорте.

Линеарно независна компонентна анализа није директно применљива у просторима са више димензија због чега је неопходно користити другачији приступ.^{130,131} Користи се приступ где се вредности компоненте чији се значај, у крајњем моделу, испитује у оригиналним подацима замењује њеном просечном вредношћу и тиме се њен утицај на модел занемарује. Поређењем регресионог фактора новог модела са регресивним фактором крајњег модела $R_{test} = 0.927$ изводи се закључак о утицају компоненте чија се важност испитује.

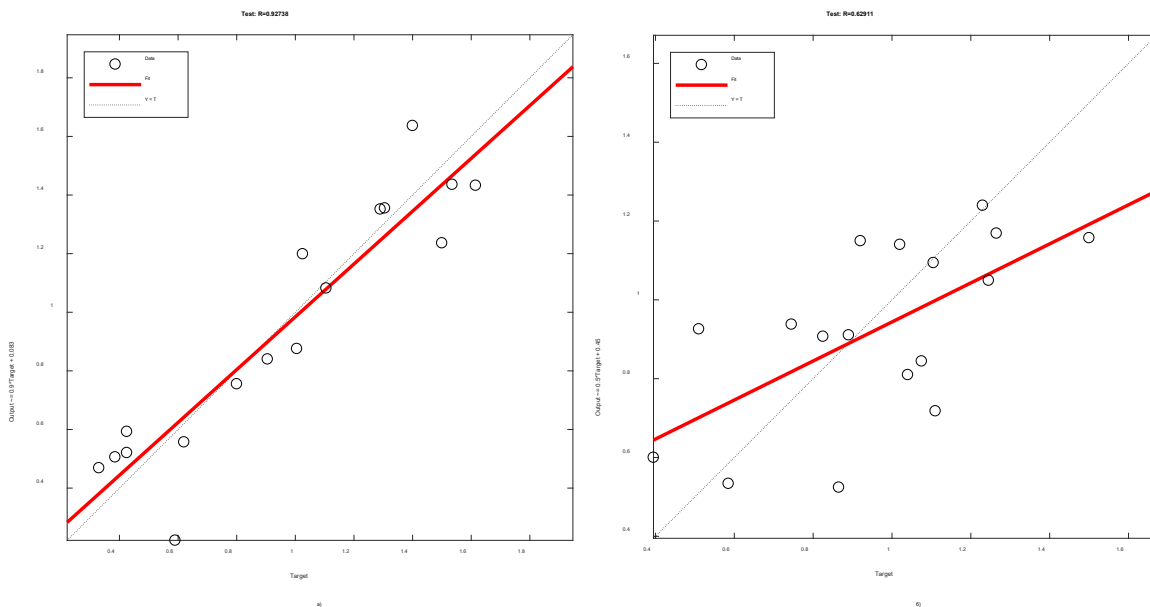
Заменом вредности компоненте запремина интралуминалног тромба са њеном просечном вредношћу добијена је вредност регресивног фактора $R_{test} = 0.456$ (Слика 6.9) где се види да ова компонента има велики значај на способност предвиђања у крајњем моделу. Важност ове компоненте је приказан и кроз релативну промену способности у предвиђању од 50.8%. Исти поступак је поновљен за преостале компоненте где су регресивни фактори приказани и за максимални пречник анеуризме (Слика 6.10) као и за однос запремине лумена и ИЛТ-а (Слика 6.11) због великог утицаја на тачност модела.



Слика 6.9 Излазна вредност ВММ наспрам циљане вредности за модел са свим компонентама $R_{test} = 0.927$ (а) и са моделом са искљученим утицајем компоненте запремина ИЛТ-а $R_{test} = 0.456$ (б).



Слика 6.10 Излазна вредност ВММ наспрам циљане вредности за модел са свим компонентама $R_{test} = 0.927$ (а) и са моделом са искљученим утицајем компоненте максимални пречник анеуризме $R_{test} = 0.547$ (б).



Слика 6.11 Излазна вредност ВММ наспрам циљане вредности за модел са свим компонентама $R_{test} = 0.927$ (а) и са моделом са искљученим утицајем компоненте однос запремина лумена и ИЛТ $R_{test} = 0.6291$ (б).

Улазна компонента	Rtest		Промена у Rtest	
	Почетна вредност	Нова вредност	Апсолутна	Релативна %
Године старости	0.927	0.845	0.082	8.846
Категорија година	0.927	0.822	0.105	11.327
Пол	0.927	0.721	0.206	22.222
Висина	0.927	0.843	0.084	9.061
Тежина	0.927	0.748	0.179	19.310
Индекс телесне масе	0.927	0.719	0.208	22.438
Пушач / Непушач	0.927	0.814	0.113	12.190
Број цигарета на дан	0.927	0.837	0.09	9.709
Године пушења	0.927	0.802	0.125	13.484
Елективан, симптоматичан или руптура	0.927	0.746	0.181	19.525
Запремина ИЛТ-а	0.927	0.456	0.471	50.809
Максимални пречник анеуризме	0.927	0.547	0.38	40.992
Однос запремина лумена и ИЛТ-а	0.927	0.629	0.298	32.147

Табела 6.1 Резултати сензитивне анализе за сваку компоненту улазних података

На основу података у табели може се видети да за све случајеве модел не достиже регресивни фактор од 0.85 ($R < 0.85$) показујући слабу способност предвиђања и одсуство статистички значајне корелације између циљаних и излазних вредности када је било која од компоненти искључена из модела тј. редукцију комплексности модела није могуће постићи овим приступом.

6.10. Закључак

У овом раду вештачке неуронске мреже су примењене на проблем одређивања модула еластичности зида аорте како би се третирали комплексне зависности присутне у улазним подацима на адекватан начин. ВНМ углавном не захтевају специфичне релације између елемената модела и почетне поставке дизајна не зависе од домена на који се примењују. Компјутерски модел ткива зида аорте са успехом обједињује групу улазних параметара пацијента добијених неинвазивним путем. Са претпоставком да су улазни подаци репрезентативни примерци целокупне популације домена у питању модел се може сматрати моћним алатом за предвиђање.

ВНМ трениране са малом количином података се суочавају са честим варијацијама у перформансама због присутних насумичности уграђених у процедуре иницијализације и тренирања. Још један проблем који се јавља је смањена способност квантификовања перформансе ВНМ услед насумичне поделе малог броја података. Како би се заобишла ова ограничења стратегија вишеструких циклуса је уведена да би се пратиле колективне перформансе великог броја ВНМ-а. Коришћени су и вештачки направљени подаци како би се добио бољи увид у квалитет модела када додатни прави подаци нису доступни. На основу вештачких података дефинисан је доњи праг који модели тренирани на правим подацима морају да превазиђу како би се сматрали адекватним чиме је формиран поуздан модел у случају малог броја података. Сензитивном анализом сваке од компоненте засебно утврђена је њихова важност на модел где су се као најбитније показале запремина интралуминалног тромба, максимални пречник анеуризме као и однос запремина лумена и ИЛТ-а. Такође је утврђено да ни једна од компоненти се не може искључити из модела тј. јачина зида аорте зависи од свих 13 компоненти.

И ако је ова студија ограничена са аспекта количине узорака ткива аорте показано је да приступ са ВНМ је применљив на конкретан проблем. Како су ВНМ зависне од података модел се може сматрати способним да третира нове чим они буду доступни. Пошто је развијен модел заснован на алгоритмима машинског учења способан је да се побољшава са апсекта генерализације са сваким новим податком.^{132,133} Способност овог модела да се развија додатним тренирањем као и да се примени на сваки нови податак чини ВНМ адекватним избором. Модел зида аорте

развијен у овој студији служи као основа за даље истраживање употребе ВНМ као и других алгоритама машинског учења на проблем јачине зида анеуризме абдоминалне аорте.

Следећи кораци подразумевају унапређивање модела на додатним групама података који ће се прикупљати кроз операције у оквиру текуће медицинске студије.

7.

7. Софтверски алат

Процена ризика од пуцања помоћу компјутерских техника укључује неколико корака, тачније, сегментацију медицинских слика, 3Д реконструкцију, генерисање мреже коначних елемената, задавање граничних услова, спецификацију материјалних карактеристика ткива, итд. Тренутно, компјутерска анализа биомеханике AAA захтева коришћење више комерцијалних софтверских алата у сваком од корака због чега је целокупан процес непрактичан са аспекта имплементације у клиничкој пракси који захтева доста времена и значајне инжењерске вештине. Разноврсност софтверских алата као и њихова међусобна некомпатибилност условљава извесне апроксимације приликом моделирања геометрије и задавању граничних услова. Последица тога су резултати са смањеном тачношћу. У овом поглављу ће бити описан софтверски алат CFDVasc који интегрише све кораке неопходне за процену биомеханичких карактеристика AAA на бази медицинских слика преко новог приступа који целокупан процес значајно олакшава тиме што не захтева никакве техничке вештине за постизање резултата.

CFDVasc је сачињен из међусобно повезаних функционалних компоненти који су идентификовани у процесу формирања концептуалне архитектуре. Њихова имплементација, интеграција и тестирање у систему је постигнута на основу:

- Дефинисања детаљне техничке архитектуре система
- Дефинисања стратегије интеграције
- Дефинисања стратегије тестирања

Иницијална концептуална архитектура софтвера се састоји од концептуалних модела целокупног система који су захвалнији за његово функционално разлагање него

модели са детаљном техничком спецификацијом. Детаљнија архитектура CFDVasc-а , која је такође описана, представља прерађену и проширену верзију почетног дизајна која приказује присутне компоненте и њихову комуникацију у систему.

Проток података који приказује улазе и излазе из компоненти пружа преглед ентитета који се размењују између компоненти.

Дефинисана је и описана инфраструктура хардвера неопходна за адекватно коришћење CFDVasc платформе.

Целокупна интеграција система због захтевности је рађена у више итерација где је свака узроковала унапређење API-ја, интеракције између компоненти као и структуре података што је довело до крајње верзије платформе. За сваку од компоненти је приложено корисничко упутство и опис корисничког интерфејса.

Описана је и стратегија тестирања CFDVasc-а где су спроведени:

- Јединични („unit“) тестови за проверу адекватности имплементације функционалности сваке компоненте
- интеграциони тестови за проверу адекватне комуникације између компоненти
- тестови система за проверу задовољавања захтева корисника са аспекта развоја софтвера
- тестови прихватљивости и корисности којим се врши валидација целокупног система са аспекта крајњег корисника

Све укупно је направљено за потребе тестирања 65 тестова.

7.1. Улоге у развоју софтвера

У овом одељку су описане све улоге које су биле заступљене у току развоја, интеграције и тестирања CFDVasc платформе:

- Архитекта софтвера
- Инжењер софтвера
- Тестер софтвера
- Интегратор софтвера
- Крајњи корисник

Архитекта је одговоран за целокупну архитектуру софтвера и дефинисање његове структуре тј. за његово разлагање на компоненте и подкомпоненте, дефинисања њихове комуникације као и окружења у коме ће се вршити њихова експлоатација. Архитекта је дужан да осигура да понашање система задовољава функционалне и нефункционалне захтеве. Обавезан је и да пружи спецификацију архитектуре система као и план за интеграцију и тестирање и листу послова неопходних за развој компоненти и њихово тестирање али и да прати процес имплементације спроведен од стране интегратора.

Инжењер софтвера је одговоран за имплементацију свих функционалности софтверских компоненти и њихових међусобних интеракција на основу спецификација дизајна. Процес развоја се прати преко окружења за те сврхе („issue tracker“) којим се води надзор над уоченим грешкама и предложеним унапређењима сваке компоненте.

Тестер софтвера је одговоран за проверу функционалности софтвера у различитим фазама његовог развоја. Тестирање се врши од стране инжењера софтвера и крајњег корисника. У првом случају се тестирање своди на тестирање функционалности компоненти („unit tests“), интеграционим тестовима где се тестира интеракција између њих и тестирање система где се тестира целокупан интегрисана платформа. У другом случају тестирање укључује тестове прихватљивости и корисности платформе са аспекта крајњег корисника. Тестер софтвера дефинише случајеве за тестирање спроводи их и обавештава инжењере о њиховим резултатима.

Интегратор је обавезан да развијене компоненте буду адекватног интегрисане у целокупну CFDVasc платформу на основу дефинисаних активности описаних у плану интеграције као и да спроведе корективне мере уколико су потребне. Користећи окружење за праћење активности („issue tracker“) врши праћење и управљање грешкама и предложеним унапређењима везаних за активности интеграције. Обавезан је и да изврши имплементацију и спровођење тестова за проверу интеракције између компоненти као и захтевности система.

Крајњи корисник користи интегрисани и тестирани CFDVasc систем како би спровео тестове прихватљивости и корисности чије резултате бележи на платформи за праћење активности („issue tracker“).

7.2. Алати и технологије

У овом поглављу су описани алати и технологије коришћене за развој и тестирање CFDVasc-а међу којима су и алати којима су развијане компоненте софтвера, као што су програмски језици и интегрисана развојна окружења (IDE). Направљен је и преглед алата и технологија које су коришћене за развој и интеграцију компоненти у CFDVasc инфраструктуру као што су алати за сарадњу, систем за контролу верзија и праћење грешака.

Главни програмски језик који је коришћен за развој целокупне бизнис логике компоненти CFDVasc је C++.¹³⁴ C++ је објектно оријентисан програмски језик са изузетним перформансама, што је био главни разлог за његово коришћење али и због постојећих алгоритама за генерисање мреже коначних елемената развијених у истраживачко развојном центру за биоинжењеринг у овом програмском језику.

Графички кориснички интерфејс CFDVasc DICOM јер развијен помоћу „Microsoft foundation classes“ (MFC). MFC¹³⁵ је библиотека класа које обмотавају „Windows API“ писан у C++, укључујући и разне функционалности због којих могу да користе основно окружење за апликације. Класе су дефинисане за разне „handle managed Windows“ објекте као и за постојеће „Windows“ контроле.

Графички кориснички интерфејс CFDVasc 3D Viewer је развијен помоћу „Windows Presentation Foundation (WPF)“. WPF¹³⁶ је графички под систем Мајкрософта за приказ корисничких интерфејса у „Windows“ апликацијама која се ослања на „Direct X“. WPF

пружа конзистентан развојни модел за прављење апликација који раздваја кориснички интерфејс од бизнис логике. WPF користи XAML, XML базирани језик, да дефинише и повезе разне елементе интерфејса. WPF апликације могу бити испоручене као независни „десктоп“ програм или могу бити у форми интегрисаног објекта неког веб сајта. WPF обједињује бројне учестале елементе корисничког интерфејса као што су 2Д/3Д приказ, фиксирани и адаптивни документе, типографију, векторску графику, анимације и разне медије. Манипулација и повезивање споменутих елемената се врши преко разних догађаја, корисничких интеракција и повезивања са подацима.

Бизнис логика CFD 3D Viewer компоненти је имплементирана користећи C++ због високих перформанси које га одликују. Како би се омогућила интеракција између C++ и C# програмских језика направљен је међу слој („middle layer“) који дозвољава да управљани „managed“¹³⁷ и неуправљани „unmanaged“ програмски код функционишу у истој апликацији па чак и у истој датотеци. На овај начин је могућа интеграција .NET функционалност у постојећим C++ апликацијама без утицаја на остали део апликације.

Неки од алгоритама за процесирање слика у су развијени уз помоћ „OpenCV“ и „ITK“ библиотека. „OpenCV (Open Source Computer Vision)“¹³⁸ је библиотека сачињена од скупа програмерских функција чија је главна намена да омогуће компјутерско приказивање у реалном времену. У питању је библиотека која је подржана од више платформи и бесплатна је за коришћење под BSD лиценцом за отворен код. Писан је у C++ и интерфејс је првенствено писан у истом језику .

Insight Segmentation and Registration Toolkit (ITK)¹³⁹ представља скуп библиотека отвореног кода подржаног од више платформи за потребе обраде медицинских слика. Развијен према принципима екстремног програмирања ITK се састоји од водећих алгоритама за регистрацију и сегментацију вишедимензионалних података.

2Д визуелизација у CFDVasc DICOM као и 3Д визуелизација у CFDVasc 3D Viewer је развијена користећи „Visualization Toolkit“(VTK) и „Open Graphics Library“ (OpenGL). VTK је отворени софтверски систем за 3Д компјутерску графику, процесирање слика и визуелизацију¹⁴⁰. Састоји се од библиотека писаних у C++ али и од неколико слојева интерфејса за интерпретацију као што су за Tcl/Tk, Java, и Python. Подржава велики број

алгоритама за визуелизацију као што су методе за приказивање скалара, вектора, тензора, текстура, запремина али и за имплицитно моделирање, редукцију полигона, исправљање мрежа, пресецању, приказу контура и Делалунејеву триангулацију.

OpenGL је програмерски интерфејс апликација (API) више језика за приказ 2Д и 3Д векторске графике.¹⁴¹ API се углавном користи за интеракцију са графичком процесорском јединицом (GPU) за постизање хардверско убрзаног приказа.

За потребе убрзавања извршавања разних алгоритама коришћен је C++ AMP. C++ AMP (C++ Accelerated Massive Parallelism) убрзава извршавање C++ кода користећи предности паралелизованог хардвера који је врло уобичајен код данашњих графичких картица GPU.¹⁴² Модел програмирања у C++ AMP пружа подршку за вишедимензионе низове, индексирање, трансфер меморије, итд. али долази и са библиотеком за математичке функције. C++ AMP се може користити за контролу како се подаци крећу између CPU и GPU.

Интегрисано радно окружење које је коришћено за развој CFDVasc-а је Microsoft Visual Studio.¹⁴³ У питању је окружење за развој како десктоп апликације, веб сајтова, веб апликације, веб сервиса али и апликација за мобилне уређаје. Подржава развој у изворном, „native“, али и у управљаном „managed“ коду. Visual Studio укључује и окружење за уређивање кода који долази са „IntelliSense“ компонентом за његово аутоматско комплетирање као и за промену кода. Интегрисано окружење за проверу кода и проналажење грешака ради и на нивоу изворног кода али и на нивоу машинског језика. Остали алати који долазе су профајлери кода, дизајнери форми за креирање апликација са графичким интерфејсом, дизајнери за веб, дизајнери класа као и дизајнери шема за базе података. Подржава и додавање додатака “plug-ins” које побољшавају функционалност на многим нивоима као што су и системи за контролисање изворног кода (git).

Примена разних алата за колаборацију током развоја бројних компоненти CFDVasc-а су имале значајну улогу. Алат који је коришћен за олакшавање управљањем разних верзија кода је git и github. Git је бесплатан отворени систем за контролу верзија дизајниран да подржи развој пројеката свих величина са изузетним ефикасностима са аспекта брзине.¹⁴⁴

GitHub је веб базирано решење за управљање кодом и контролу верзија које се базира на git-у.¹⁴⁵ Пружа све функционалности контроле верзија и управљање кодом које доступе код git-а као и додатне функционалности. Доступна је контрола приступа, неколико врста колаборације као што су праћење грешака, слање захтева за нове функционалности, управљање пословима, итд.

У процесу интеграције компоненти и система систем за праћење и пријављивање грешака и захтева имају значајну улогу. У ту сврху током развоја CFDVasc-а коришћен је Mantis који представља веб базирано решење за пријављивање било каквих проблема и захтева.¹⁴⁶ Представља интелигентну белешку која је коришћена у скоро свим улогама развоја софтвера (софтвер инжењер, интегратор и корисник) за управљањем грешкама као и за преглед прогреса њиховог решавања, за управљањем нових захтева око промене постојећих и додавања нових функционалности.

7.3. Хардверска спецификација

Минимална хардверска и софтверска спецификација инфраструктуре на коју ће се испоручити CFDVasc систем је дат у табели (Табела 7.1).

Компонента	CPU	RAM	Простор на диску	Оперативни систем	Главни софтверски алати
CFDVasc DICOM	Два језгра	4 GB (500 Mb на GPU)	5 GB	Windows 7,10	MFC, C++ redistributable 2012
CFDVasc 3D Viewer	Два језгра	4 GB (200 GB на GPU)	5 GB	Windows 7,10	.Net 4.5, C++ redistributable 2012

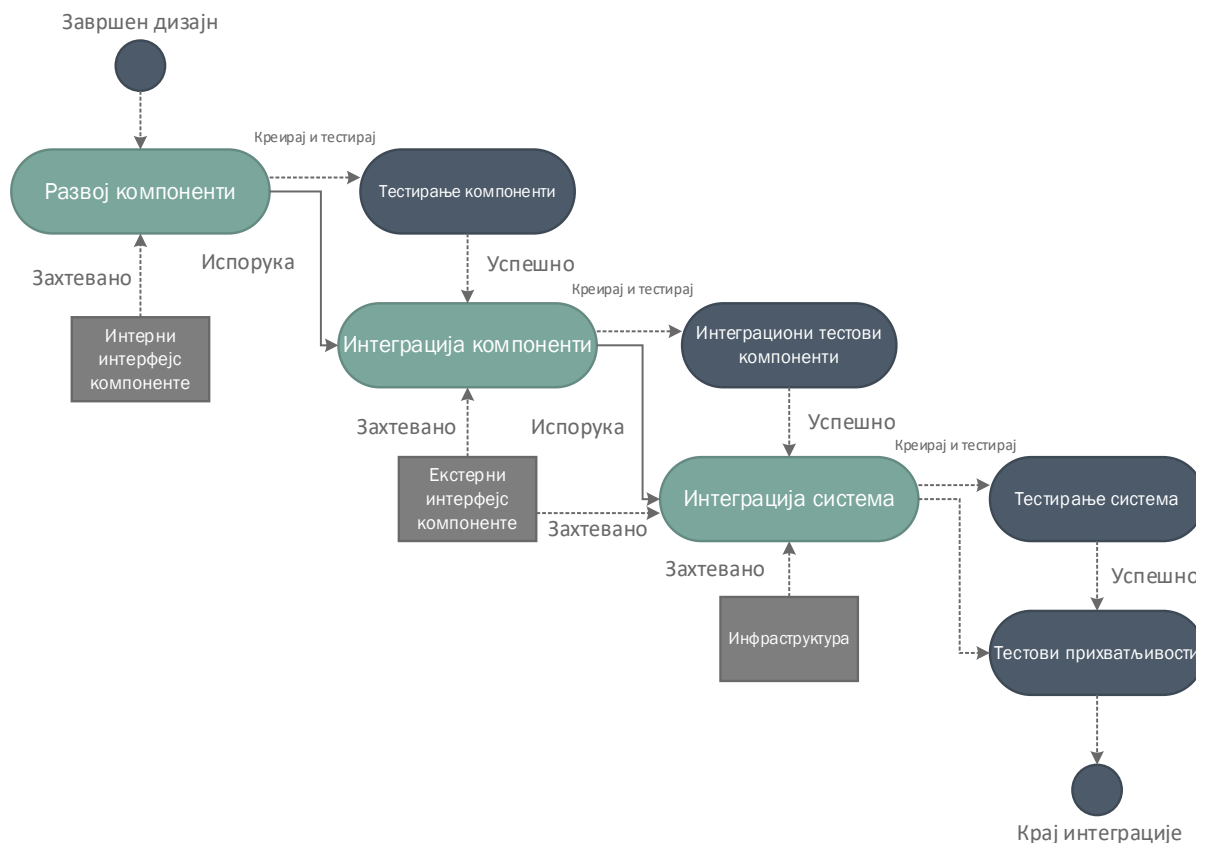
Табела 7.1 Хардверска спецификација CFDVasc система

Спецификација за сваку од компоненти је утврђена на основу захтевности података са којом се ради а са циљем да се обезбеди адекватан комфор у раду. У табели су дати детаљи за:

- Особине процесора: предложен тип процесора којим се гарантује адекватно функционисање компонента система
- Капацитет меморије: количина RAM и графичке меморије неопходне да се обезбеди адекватно реаговање система са графичког и других аспеката.
- Капацитет диска: количина простора неопходна за рад са подацима
- Оперативни система: неопходан оперативни систем за покретање CFDVasc DICOM и CFDVasc 3D Viewer-а. Тестирање на другим оперативним системима није спроведено.
- Главни софтверски алати: листа неопходних софтверски алата и окружења за поуздано коришћење компоненти CFDVasc-а. Детаљни опис истих је дат у претходном одељку.

7.4. Стратегија интеграције

Циљ плана интеграције је да се утврде средства неопходна за координисање целокупног процеса интеграције CFDVasc система. Софтверске компоненте идентификоване приликом дизајна представљају полазну тачку на основу које се дефинисала стратегија за формирање интегрисане платформе (Слика 7.1).



Слика 7.1 План интеграције

Интеграција је остварена кроз следеће кораке:

- Развој компоненти** – Развој компоненти је остварен имплементацијом њихових API-ја. У овој фази су коришћени софтверски стабови, „stubs“, чија је сврха да замене имплементацију неопходних компоненти. На тај начин је избегнуто заустављање у развоју због непостојања компоненти од којих се зависи. Након развоја свака од компоненти је проверена преко тестова компоненти и сматрана завршеном када је успешно прошла све тестове према стратегији тестирања. Овим кораком је завршена комплетна имплементација екстерног интерфејса.

- **Интеграција компоненти** – Код сваке компоненте коришћени стабови су били замењени завршеном компонентом и резултирајуће компоненте су тестиране у окружењу сличном оном у коме се користити и крајњи CFDVasc систем. На овај начин су поуздано спроведени интеграциони тестови са аспекта компоненти на основу којих су верификоване интегрисане функционалности као и комуникација између компоненти са аспекта њиховог очекиваног понашања.
- **Интеграција система** – Након интегрисања свих компоненти целокупан систем је постављен на инфраструктуру сличној оној на којој ће бити на крају коришћен али за потребе његовог тестирања. Тестирање система је извршено са намером да се тестира његово целокупно понашање. Коначни тестирани систем је даље коришћен за тестирање од стране корисника (тестови прихватљивости).

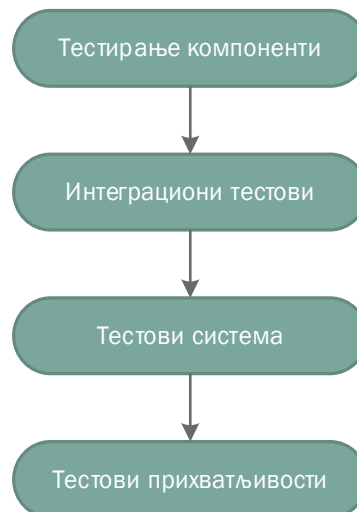
Током тестирања система вршена је и провера ефикасности интеграције компоненти у систем како би се решили било који проблеми настали услед лоше интеграције за шта је коришћен и систем за праћење грешака („issue tacker“).

Први корак интеграције је био имплементација интерфејса компоненти које су представљале групу празних метода. Почетни интерфејси су коришћени за имплементацију стабова који су привремено замењивали праве компоненте. Креирање стабова је брже решење него комплетна имплементација компоненти а коришћена је са намером да се задовоље зависности међу компонентама тј. да се омогући развој појединих компоненти без постојања оних од којих зависе.

7.5. Стратегија тестирања

Тестирање CFDVasc се састојало из провере да развијен систем обезбеђује очекивано понашање на коначном броју случајева за тестирање. План за тестирање је базиран на принципима дефинисаним у IEEE документацији о стандардима за тестирање софтвера и система¹⁴⁷ и методологији за систематско тестирање и евалуацију процеса (STEP)¹⁴⁸. У њима је дефинисан концепт нивоа тестова као и одговарајући план за тестирање. Нивои су дефинисани на основу објекта који се тестира а који може да буде једна компонента, група или цео систем. Онда је извршено четири нивоа тестова: јединични („unit“), интеграциони, системски и тестови прихватљивости (Слика 7.2).

- **Тестирање компоненти** је ниво тестирања где су компоненте изоловане од система и засебно су тестиране. Тестиране компоненте не зависе од других компоненти захваљујући претходно формираним стабовима. Сврха је да се провери адекватно функционисање свих засебних целина софтвера.
- **Интеграционо тестирање** је ниво тестирања код кога се комбинације компоненти тестирају заједно ради провере њихове међусобне комуникације. На основу стратегије вођене архитектуром компоненте су постепено интегрисане према редоследу по којем су тестиране функционалности система.
- **Тестирање система** је ниво тестирања у коме је тестиран целокупан, интегрисан систем ради провере испуњавања очекивања са аспекта софтверских инжењера који укључује тестирање при интензивним интеракцијама између компоненти.
- **Тестирање прихватљивости** је ниво тестирања где се проверава прихватљивост целокупног система од стране крајњег корисника са циљем да се оцени са аспекта задовољавања захтева наручиоца и да се утврди да ли је спреман за испоруку.



Слика 7.2 Нивои процеса тестирања

Током развоја компоненти тестови компоненти су били имплементирани и спроведени користећи стабове којима се симулирао проток улазних и излазних параметара ка и из компоненти од којих зависе. Стабови омогућавају имплементацију и тестирање компоненте независно од постојања других од којих зависи. Током интеграционих тестова стабови су замењени правим компонентама и тестиране су њихове интеракције размењивањем порука преко диспечерског система. Имплементација и спровођење системских тестова је служило и како би се извршила провера да систем испуњава све захтеве корисника. Како би се целокупан систем правилно подесио компоненте су прво постављене на развојно окружење након чега су спроведени тестови прихватљивости од стране крајњег корисника. Они су укључивали кориснике са клинике код којих је CFDVasc инсталиран у правом клиничком окружењу и коришћен са подацима пацијената.

Првобитни тестови су континуирано унапређивани са развојем софтвера за шта је коришћен и систем за праћење грешака за дефинисање нових тестова или унапређивање постојећих. Поред њега коришћен је и GIT за управљањем разним верзијама кода на различитим гранама.

7.6. Концептуална архитектура

Концептуална архитектура софтвера је приказана на слици (Слика 7.3). Она представља апстрактну репрезентацију CFDVasc модула (модула за сегментацију слика и 3Д реконструкцију, модула за биомеханичку анализу и модула за 3Д приказ). Концептуална архитектура идентификује функционалне компоненте али и саме функционалности које систем треба да понуди али и како оне међусобно требају да комуницирају да би оствариле идентификоване функционалности. Он даје концептуални приказ целог система и разјашњава карактеристике и понашање система.



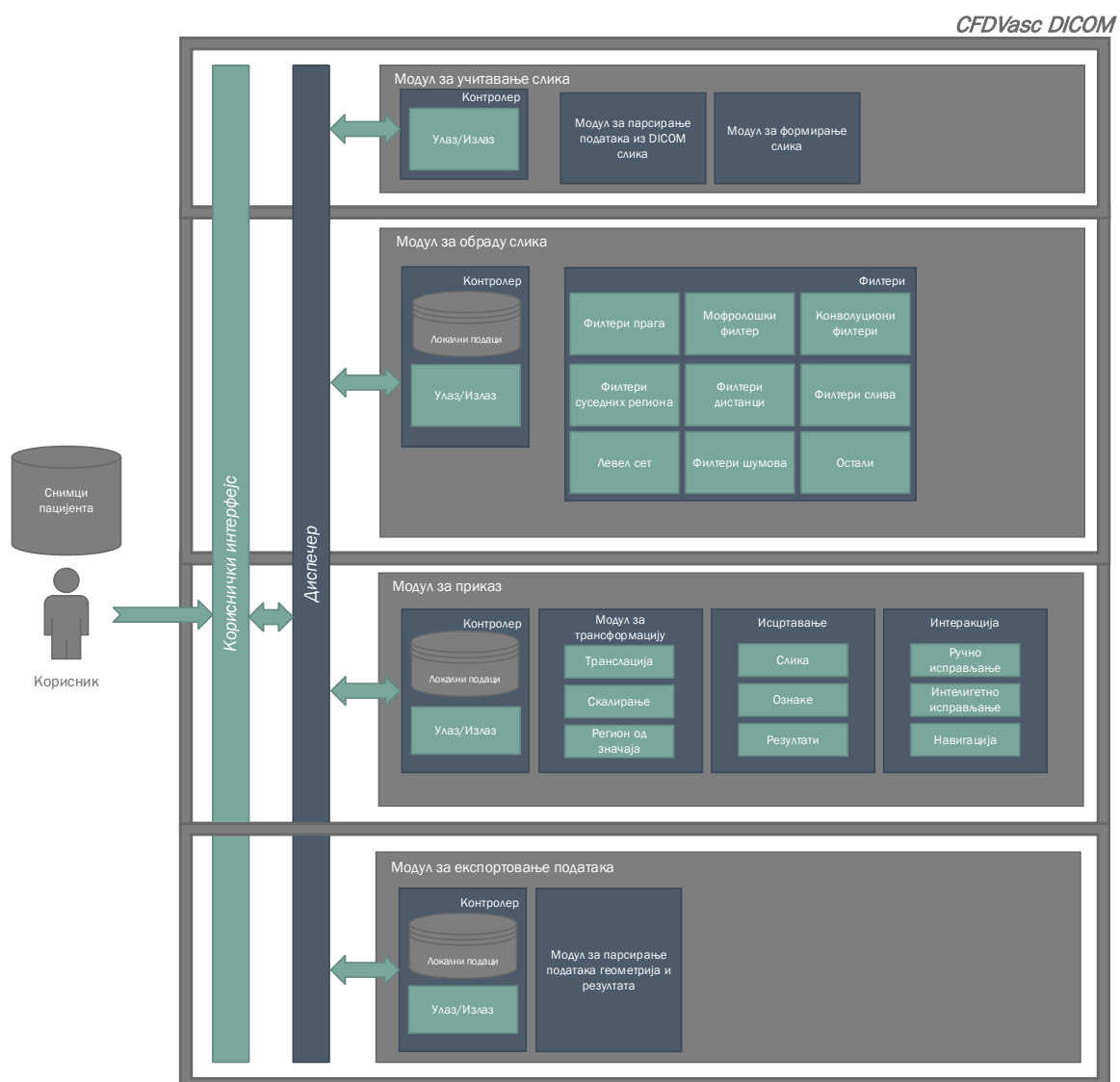
Слика 7.3 Концептуална архитектура CFDVasc-a

Корисник податке пацијента у виду серије слика може да прочита и изврши сегментацију региона аорте (лумена и зида) користећи CFDVasc DICOM компоненту. Реконструисана геометрија у облику серије контура се може искористити за генерисање комплетног модела коначних елемената користећи CFDVasc 3D Viewer. CFDVasc 3D Viewer омогућава напредну визуелизацију 3Д модела као и могућност спровођења прорачуна користећи ПАК компоненту која је директно интегрисана у њега. Модул за

моделирање еластичности ткива омогућава кориснику да након уношења података о пацијенту добије модул еластичности који се даље може користити у прорачуну. Ова компонента омогућава кориснику да увезе и неколико других формата геометрије за потребе визуелизације. Увезене геометрије даље могу бити експортиране у стандардне формате.

7.7. CFDVasc DICOM

Детаљнија архитектура је приказана на слици (Слика 7.2) са свим модулима и одговарајућим подмодулима. И ако са више детаља он представља упрошћену верзију праве архитектуре у којој се приказују само оне целине које учествују у комуникацији разменом поруке преко диспечера или које доприносе разјашњавању организације целе платформе. Сви ентитети чији детаљи су сматрани непотребним за осликавање функционалности платформе нису укључени. Понашање система је у ствари моделиран преко дијаграма секвенци који нису приказани ради једноставности.



Слика 7.4 Архитектура CFDVasc DICOM

Сви модули или нека од њихових подкомпоненти, приказане на слици, су независна једна од друге и у потпуности су раздвојене и самоодрживе. Њихова

међусобна комуникација се врши преко компоненте Диспечер слањем порука. Свака акција компоненте на коју треба да реагује нека друга компонента се преноси у виду поруке која се шаље преко диспечера. На тај начин компоненте не знају једна за другу и проширивање функционалности апликације додавањем нових компоненте је поједностављено. Овим приступом је значајно побољшана скалабилност апликације.

Модул за учитавање слика служи за учитавање података из DICOM фајлова добијених на СТ скенерима. DICOM представља интернационални стандард за чување и приказивање информација добијених са медицинских уређаја. Информације у DICOM-у су груписане у сетове података. Објекат података у DICOM-у може да садржи различите атрибуте као што су име пацијента, ID, итд. али и атрибуте који садржи податке о пикселима слика. Подаци у пикселима добијени са скенера нису адекватни за приказивање крајњем кориснику јер на њима нису уочљиве неопходне структуре пацијента. Како би се превазишао овај проблем и како би се слике приказале на адекватан начин како за крајњег корисника тако и за алгоритме за обраду неопходно је прво извршити конверзију DICOM слика користећи одговарајуће „look-up“ табеле намењене за ту сврху а које су записане у DICOM фајловима. Модул за парсирање података из DICOM фајлова служи за учитавање неопходних података о пацијенту, пикселима као и „look-up“ табеле из широког спектра формата DICOM фајлова. Модул за формирање слика користећи податке „look-up“ табеле преводи слике у адекватан облик.

Модул за обраду слика користи конвертоване слике из претходног корака и све информације о сликама складишти у локалном репозиторијуму. Све операције обраде слика као и операције сегментације се извршавају у овом модулу који садржи широк скуп филтера за манипулацију сликама , где су неки приказани (**Слика 7.4**), на основу улазних података који долазе из осталих модула.

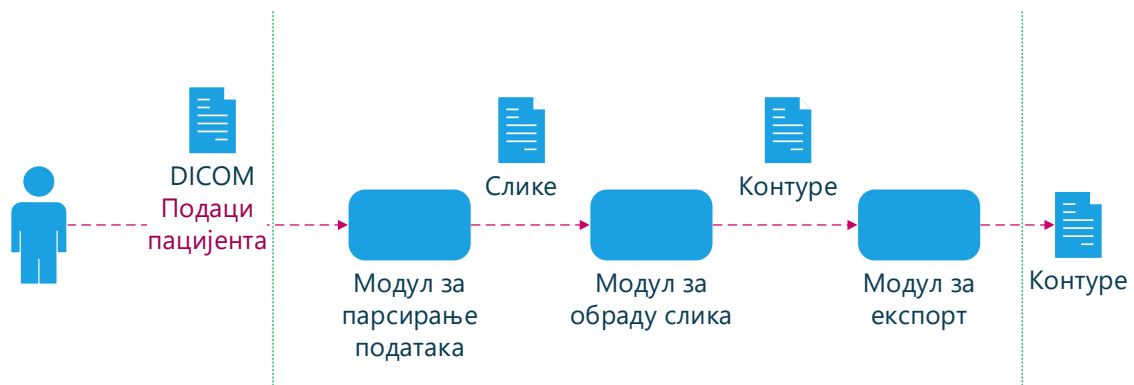
Модул за приказ приказује актуелну слику кориснику. Све информације о слици добија из модула за обраду слике у виду пиксела као и додатних ентитета као што су подаци о пацијенту, резолуција слике, модалитет слике, контуре сегментације итд. Акције корисника над сликом (одабир контура лумена, ручна и паметна корекција контура, трансформације итд.) се врше у овом модулу о којима обавештава модул за обраду слика када до њих дође и уколико је потребно.

Интерфејс представља групу визуелних контрола преко којих корисник може да извршава акције везане за манипулацију слика и сегментацију истих.

Модул за експортовање података све сегментираних дводимензионалних контура организује у простору на основу чега се добија целокупна геометрија аорте у виду серије контура и прослеђује их CFDVasc 3D Viewer компоненти.

7.7.1. Ток података

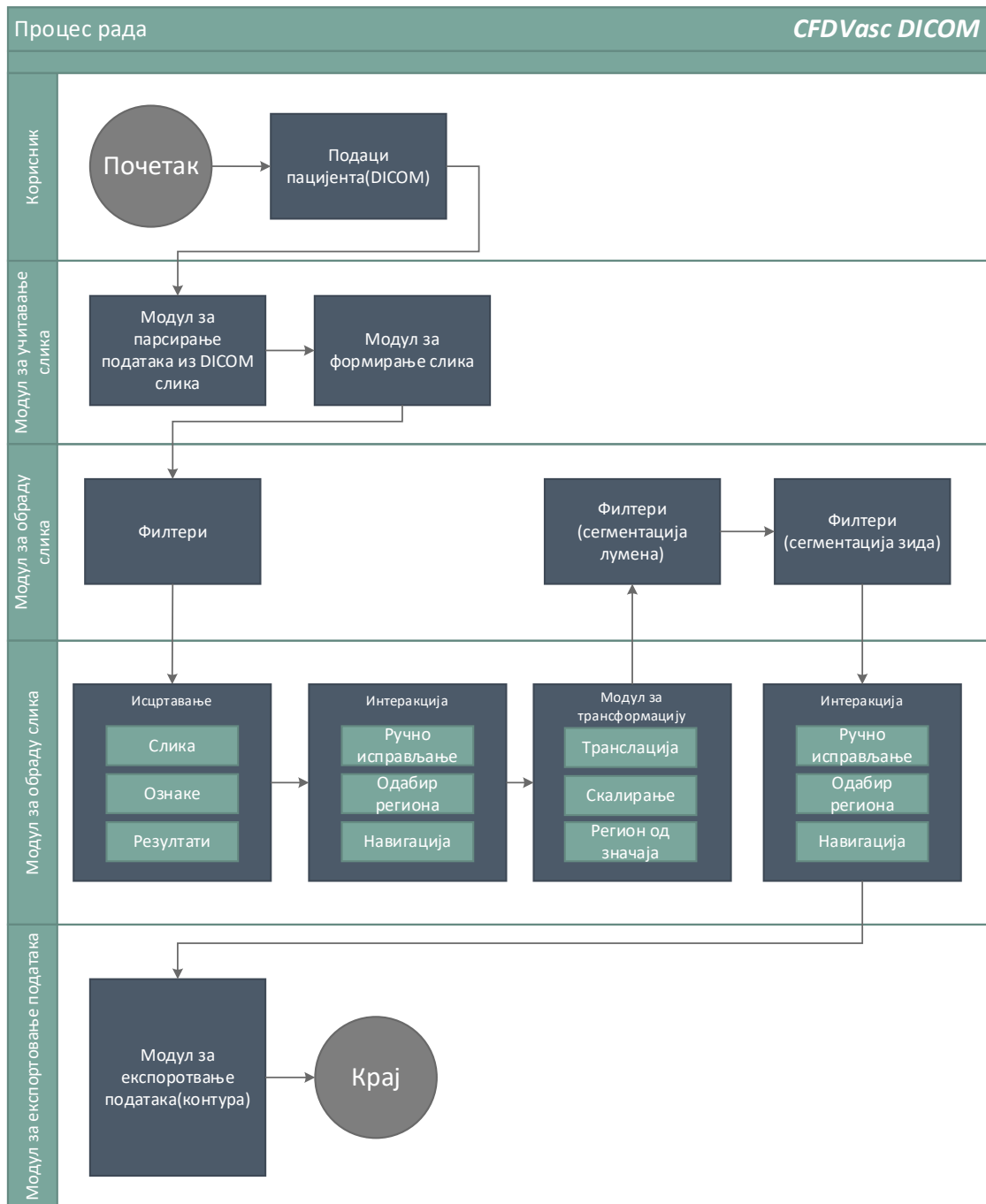
Ток података (**Слика 7.5**) приказује улазне и излазне податке CFDVasc DICOM компоненте као и интерне податке које компонента користи. Корисник иницијално проследи податке на улазу у виду серије DICOM датотека на основу кога компонента врши сегментацију и генерисање контура аорте које се прослеђују као излазни подаци.



Слика 7.5 CFDVasc DICOM ток података

7.7.2. Ток рада

За сегментацију региона аорте корисник прво учитава скуп DICOM фајлова који бивају парсирани од стране модула за парсирање који податке из фајлова (податке о пацијенту, податке о пикселима и „look-up“ табелу) прослеђује модулу за формирање слика који преводи слике у адекватан облик неопходан за крајњег корисника. Након завршене конверзије модул за формирање шаље поруку диспечеру заједно са сликама која се пропагира осталим модулима. Модул за обраду слика реагује на послату поруку и преузима слике које се надаље налазе у његовом складишту. Након примена скупа филтера шаље се порука да је слика спремна заједно са додатним атрибутима које је неопходно приказати. Модула за приказ (МП) реагује на поруку и приказује слику и атрибуте. Корисник интерагује са приказаном сликом одабиром региона лумена или навигацијом до неке од преосталих слика. Свака од ових интеракција корисника се завршава слањем одговарајуће поруке на коју реагује модул за обраду слика (МОС). МОС врши промене и враћа измене МП који их приказује. Операције везане за просторне трансформације слика, које се врше од стране корисника, су интерне на нивоу МП и не изазивају слање порука. Након одабира региона лумена иницира се акција за сегментацију лумена и сегментацију зида од стране корисника. МОС врши сегментацију и за сваку промену обавештава МП који редовно приказује целокупан процес сегментације. Након завршетка корисник може да врши корекцију контура. Свака промена се одиграва по већ описаној процедури. Формиране контуре се на крају извозе преко модула за експортовање.

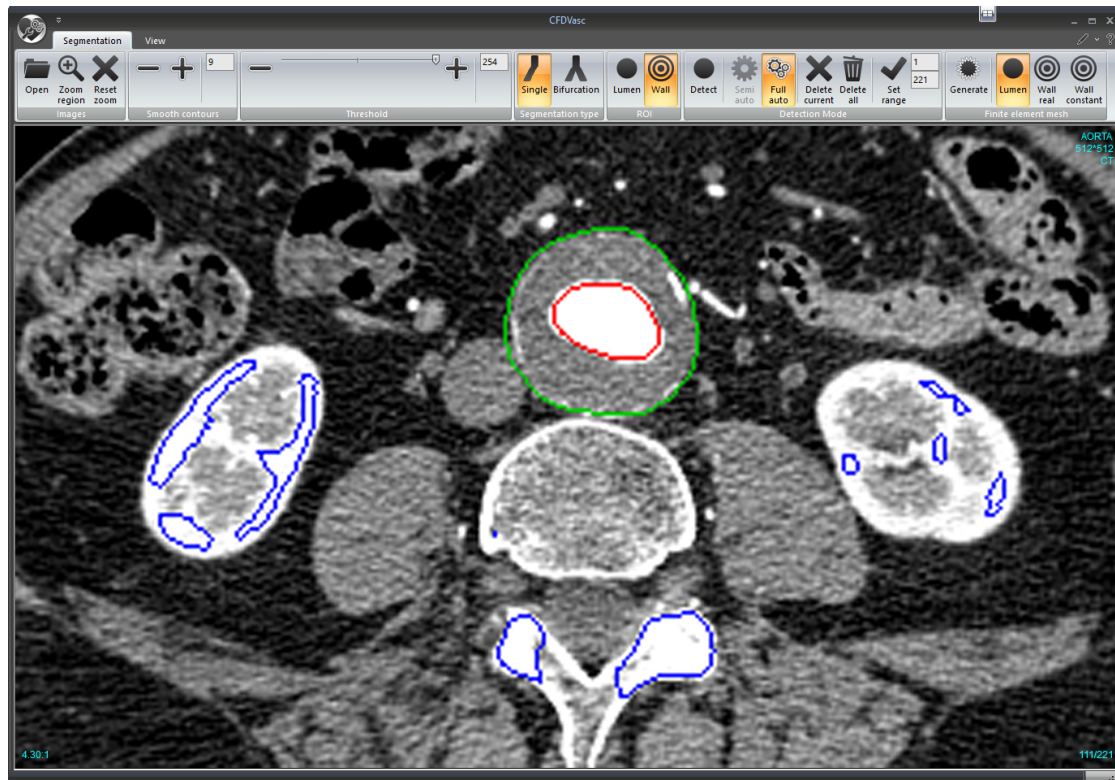


Слика 7.6 CDFVasc DICOM ток рада

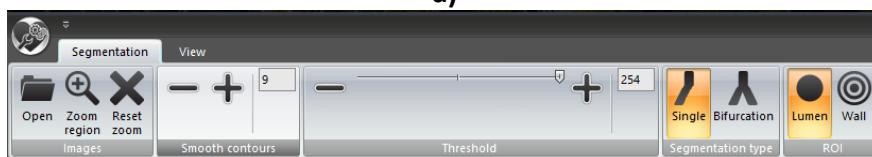
7.7.3. Кориснички интерфејс

Главни прозор апликације се састоји из два дела:

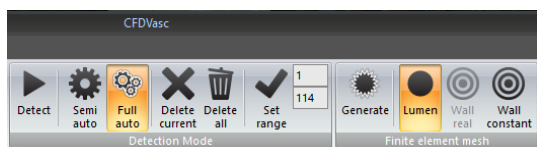
- **Алати** – скуп контрола за приступ разним доступним функционалностима
- **Простор за приказ слике** – простор у коме је приказана актуелна слика из серије учитаних за потребе сегментације и манипулације деловима слике од интереса (нпр. одабир, побољшање, исправљање контуре)



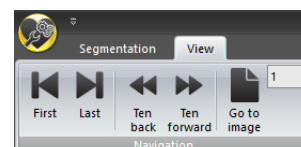
а)



б)



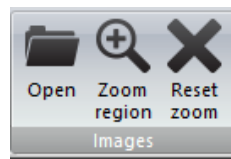
ц)



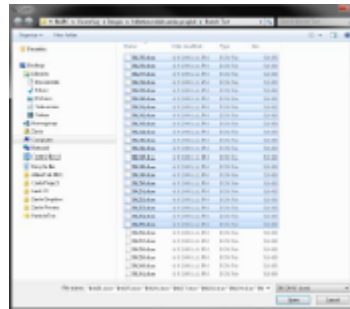
д)

Слика 7.7 (а) Главни прозор CFDVasc DICOM апликације (б,ц) алати за сегментацију и (д) алати за управљање погледом

Међу алатима су присутне следеће контроле:



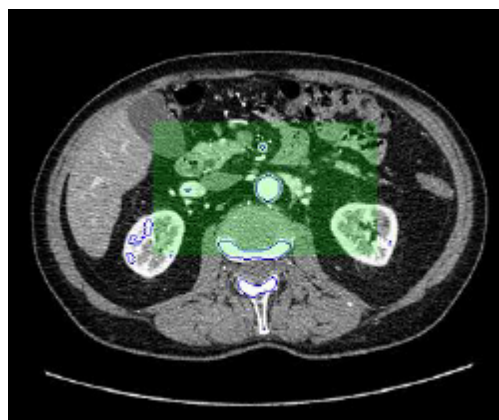
- **“Open”** контрола којом је отвара дијалог за одабир једне или серије медицинских слика користећи вишеструку селекцију (**Слика 7.8**).



Слика 7.8 Учитавање више слика

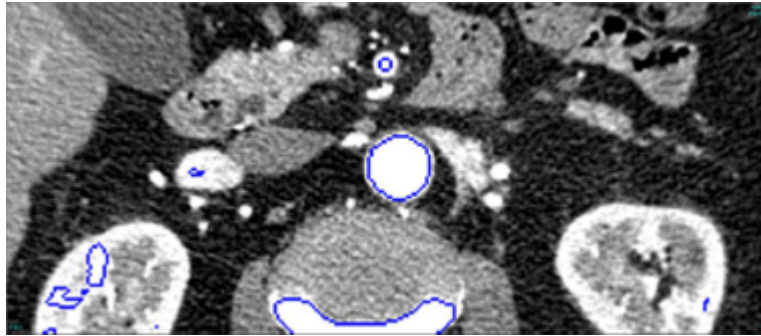
Након учитавања приказане су слике на екрану са означеним регионима на основу аутоматски израчунатог прага.

- **„Zoom region“** контрола се користи увећавање или смањивање целе слике или региона од значаја користећи десни тастер на мишу и превлачењем миша преко региона који је потребно увећати (**Слика 7.9**).



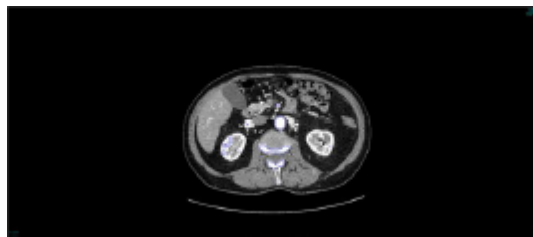
Слика 7.9 Приказ региона од интереса

Пуштањем десног тастера одабрани регион ће бити увећан и центриран у простору за приказ слике (**Слика 7.10**)

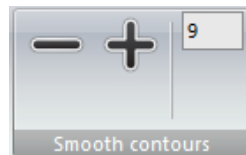


Слика 7.10 Увећање регије од значаја

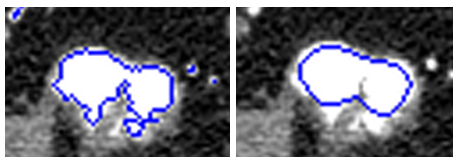
- „Reset zoom” отклања тренутни регион од значаја и приказује целу слику (Слика 7.11)



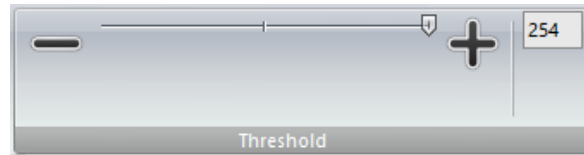
Слика 7.11 Приказ целе слике након поништавања региона од значаја



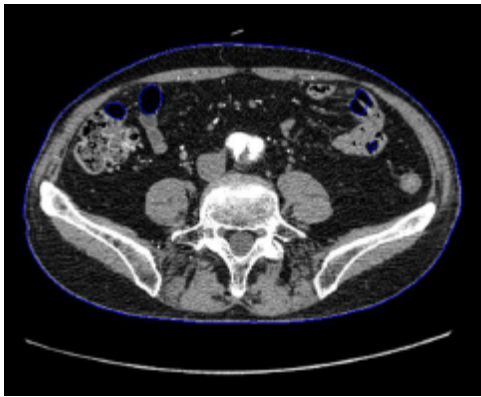
- „Smooth contours” контроле – служе за побољшање означених контура на слици (Слика 7.12)



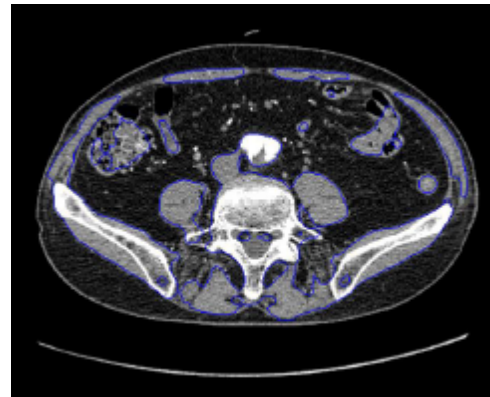
Слика 7.12 Контуре пре и после побољшања



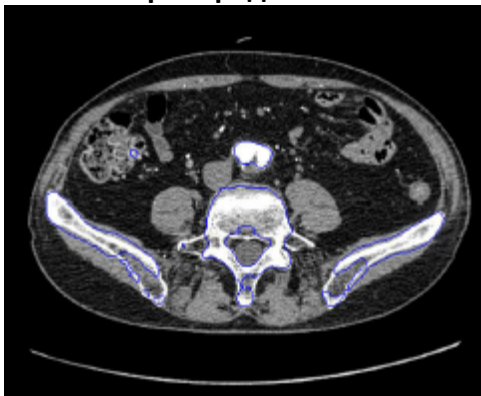
- „Threshold“ контрола служи за fino подешавање прага померањем клизача који се иницијално аутоматски рачуна на основу којих се означавају разни региони плавим контурама (Слика 7.13).



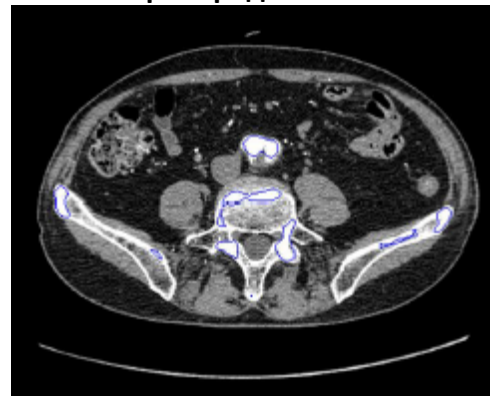
Праг вредности 0



Праг вредности 50



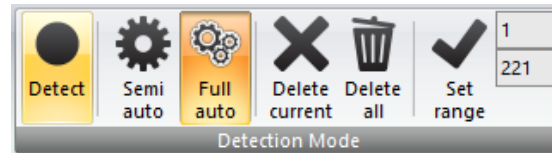
Праг вредности 100



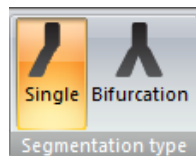
Праг вредности 254

Слика 7.13 Означени региона са различитим вредностима прага

Након финог подешавања вредности прага одабир контура од интереса се врши постављањем курсора изнад ње и притиском на леви тастер било где на њеној површини укључујући и њену ивицу.



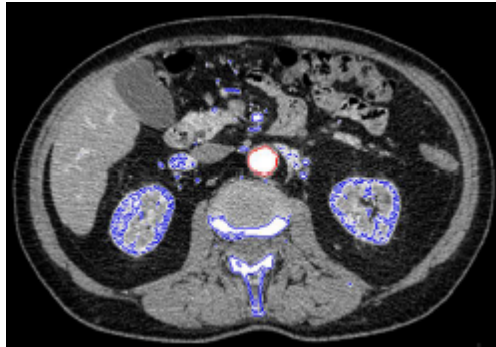
- „**Detect**” контролом се започиње детектовање контура на другим сликама
- „**Semi – auto**” контрола активира полуаутоматски режим детекције у коме корисник може да контролише детекцију контура на преосталим сликама мењајући их точком миша. Детекција контуре на тренутној слици је одређена почетним које је корисник одабрао.
- „**Full auto**” контрола активира аутоматски режим детекције у коме програм аутоматски мења слике и детектује одговарајућу контуру лумена. Детекција контуре на тренутној слици је одређена почетним које је корисник одабрао.
- „**Delete current**” контрола брише детектовану или одабрану контуру на тренутној слици
- „**Delete all**” контрола брише све детектоване контуре на свим сликама
- „**Set range**” контрола дозвољава генерисање мреже коначних елемената користећи слике са детектованим контурама које се налазе у дефинисаном опсегу



- „**Segmentation type**” контроле служе за одабир жељеног типа геометрије реконструкције

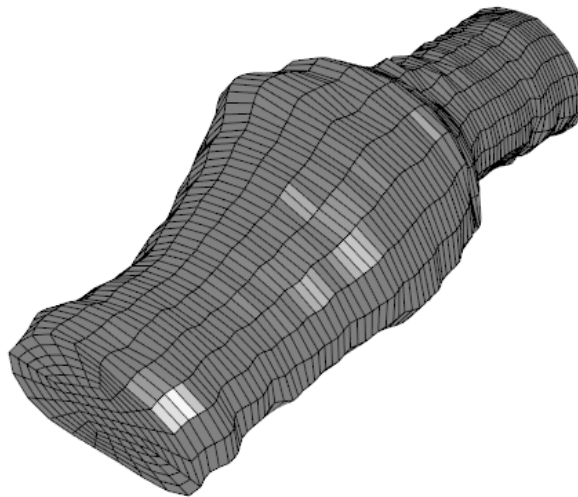
Два типа су доступна:

- „**Single**” контрола омогућава реконструкцију једног крвног суда без бифуркације



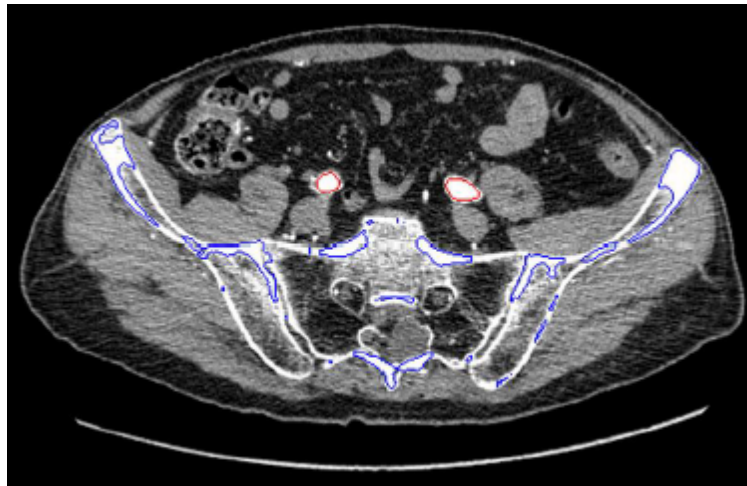
Слика 7.14 Означавање контуре у режиму „Single“

Након одабира почетне контуре детектују се контуре на преосталим сликама. Детекција може бити извршена у полуаутоматском или аутоматском режиму која се активира притиском дугмета „Detect“.



Слика 7.15 Модел без бифуркације

Контрола „Bifurcation“ омогућава детекцију аорте и илијачних артерија. У том случају корисник је обавезан да означи две контуре на илијачним артеријама користећи леви тастер миша (Слика 7.16).

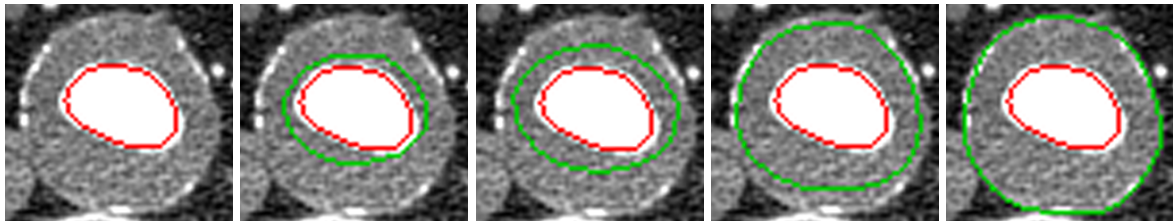


Слика 7.16 Означавање почетних контура за детекцију у режиму “Bifurcation”

Након покретања детекције навигација ка преосталим сликама се врши у опадајућем поретку полуаутоматски или аутоматски. У оба случаја одговарајуће контуре ће бити аутоматски означене на тренутној, приказаној слици.



- ROI „Lumen” контрола омогућава детекцију домена лумена
- ROI „Wall” контрола омогућава детекцију спољне границе аорте за који је неопходно прво извршити детекцију домена лумена. Након завршене детекције лумена кликом на дугме „Wall” покреће се детекција зида која је у потпуности аутоматизована која креће од највише слике лумена који је детектован у претходном кораку. Детекција се извршава постепеним ширењем контуре од регије лумена ка границама зида. Када је детекција завршена на тренутној слици програм прелази на следећу на којој је детектована регија лумена. Целокупна детекција се завршава када се прође кроз све слике на којима је присутна граница лумена (**Слика 7.17**).

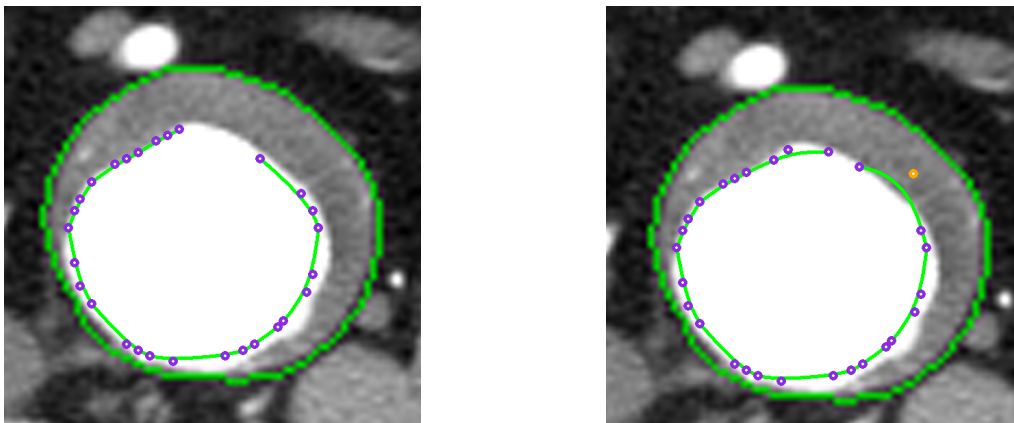


Слика 7.17 Постепено ширење контуре о границе претходно детектованог лумена ка границама зида

Пошто детекција зида није апсолутно тачна корисник је потребно да провери детектоване контуре и изврши измене уколико је потребно користећи алате за ту сврху доступне у CFDVasc DICOM-у.

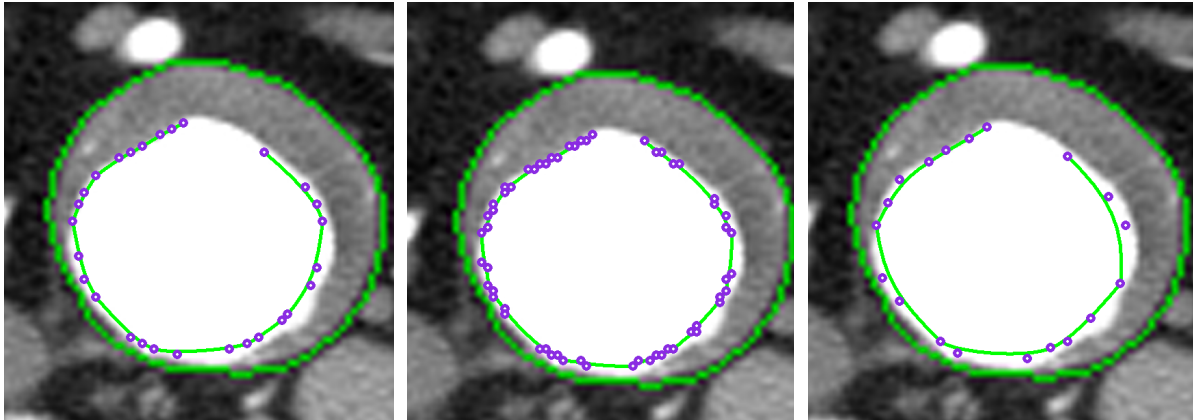
Четири типа ручних корекција зида је доступно.

Мануелна корекција контуре – активира се позиционирањем курсора миша над контуром и притиском средњег тастера миша. Контура се приказује у векторском облику као серија тачака Безијеровог сплајна. Левим кликом на неку од тачака и померањем миша мења се и њена позиција.



Слика 7.18 Промена позиције тачке контуре

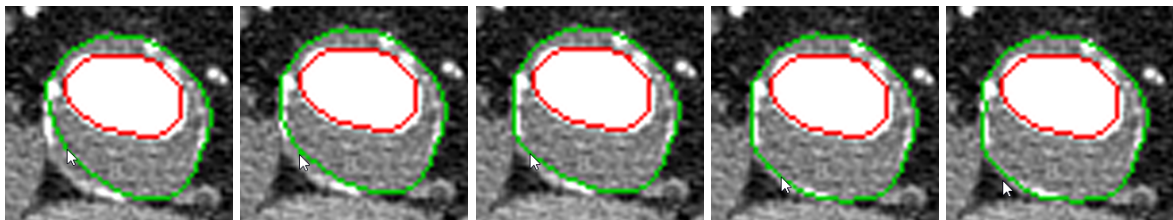
Модификовање броја тачака екстраполацијом и интерполацијом је могуће преко тачка миша чијим померањем унапред се повећава број тачака на криви и обрнуто.



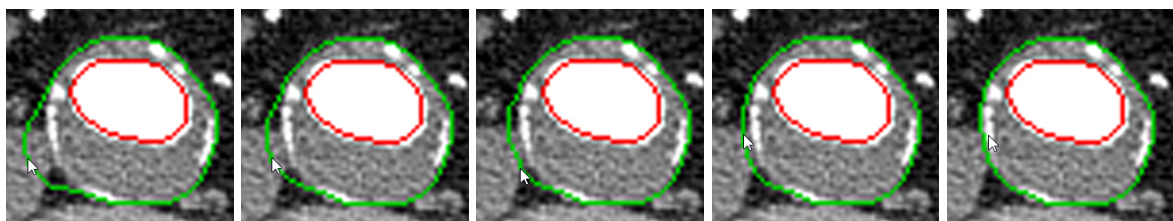
Слика 7.19 Модификовање броја тачака екстраполацијом и интерполацијом

Поновним притиском средњег тастера миша потврђују се промене и завршава даља промена.

Парцијална нативна корекција – омогућава брзо преправљање контуре у регији курсора миша. Корисник поставља курсор на проблематично место контуре и употребом тачка на мишу врши контракцију(Слика 7.20) и експанзију (Слика 7.21) контуре у том региону. Када контура дође до граница зида зауставља се. Овај тип корекције зависи од саме слике и заснива се на левел сет солверу који је прилагођен да врши прорачун само у непосредном региону курсора.

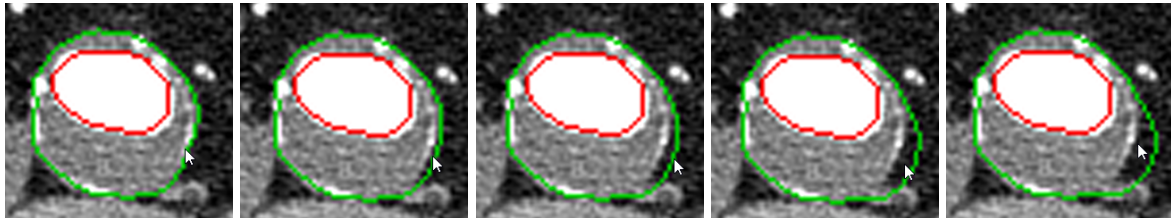


Слика 7.20 Експанзија деформисане контуре у непосредној близини курсора миша помоћу левел сет методологије померањем тачка миша уназад



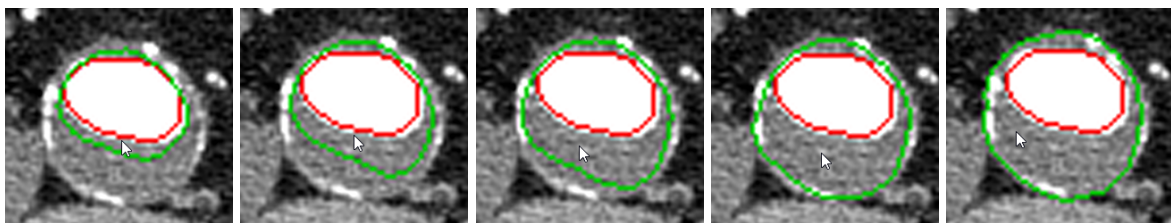
Слика 7.21 Контракција деформисане контуре у непосредној близини курсора миша помоћу левел сет методологије померањем тачка миша унапред

Парцијална форсирана корекција – Паметан алат за корекцију контуре не дозвољава да контура напредује ван граница ИЛТ-а. Напредовање контуре након постизања граница се постиже њеним форсирањем држањем тастера „**Shift**“ на тастатури и померањем точка миша како би се постигло ширење или скупљање ван граница (Слика 7.22).



Слика 7.22 Експанзија контуре у непосредној близини курсора померањем точка миша док је притиснут тастер „**Shift**“ на тастатури

Глобална нативна корекција – Експанзија или контракција целе контуре а не само у регији миша се постиже држањем тастера „**Ctrl**“ на тастатури и померањем точка миша. Овај тип корекције је емулација алгоритма који се користи приликом аутоматске детекције зида. Држање тастера „**Ctrl**“ на тастатури и померањем точка миша уназад изазива ширење контуре док се не достигну границе (Слика 7.23). Даље корекције могу да буду парцијалне. Овај тип корекције се може постићи и претходним методама, парцијално, али овом се добија на брзини због мењања контуре у свим правцима истовремено.

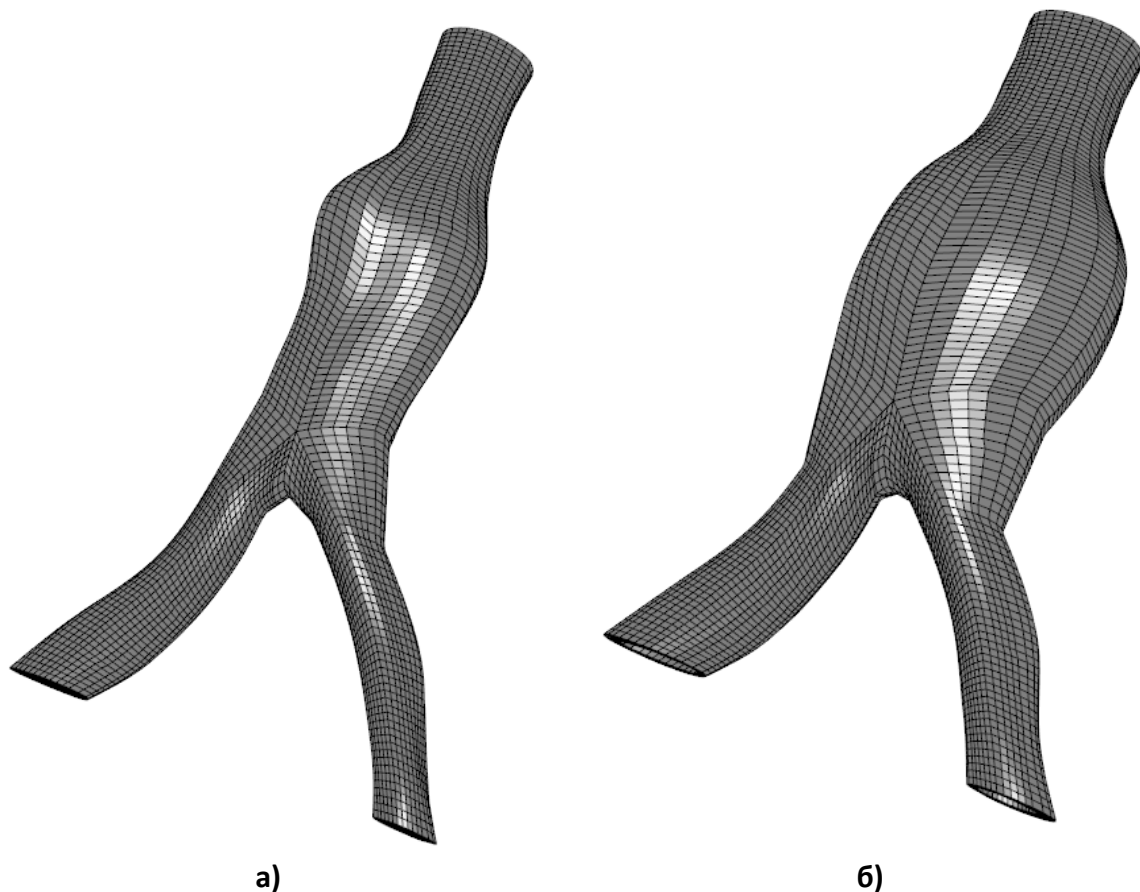


Слика 7.23 Ширење целокупне контуре држањем тастера „**Ctrl**“ на тастатури и померањем точка миша уназад.

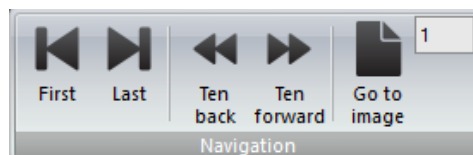


Након дефинисања контура региона лумена или зида последњи корак је прављење мреже коначних елемената.

- „**Generate**“ контрола генерише 3Д мрежу коначних елемената у CFDVasc 3D Viewer.
- „**FEM Lumen**“ контрола иницира генерисање мреже коначних елемената домена лумена (Слика 7.24а).
- „**FEM Wall**“ контрола иницира генерисање мреже коначних елемената домена лумена и зида аорте. У овом случају неопходно је да је претходно извршена детекција лумена (Слика 7.24б).
- „**FEM Wall Constant**“ контрола иницира генерисање мреже коначних елемената домена лумена и зида аорте и ако детекција зида није извршена. Неопходно је да је регион лумена детектован на који се додаје регион зида константе дебљине.
- „**Wall real**“ контрола иницира генерисање мреже коначних елемената на основу контура лумена и детектованог зида.
- Контроле „**Wall real**“ и „**Wall constant**“ се користе у комбинацији са активираним контролом за генерисање лумена у ситуацијама када је неопходно да се изврше симулације интеракције солида и флуида. У таквим симулацијама корисник може да добије дистрибуцију брзина, притисака као и смичућих напона на домену лумена као и померања и напона у домену зида.



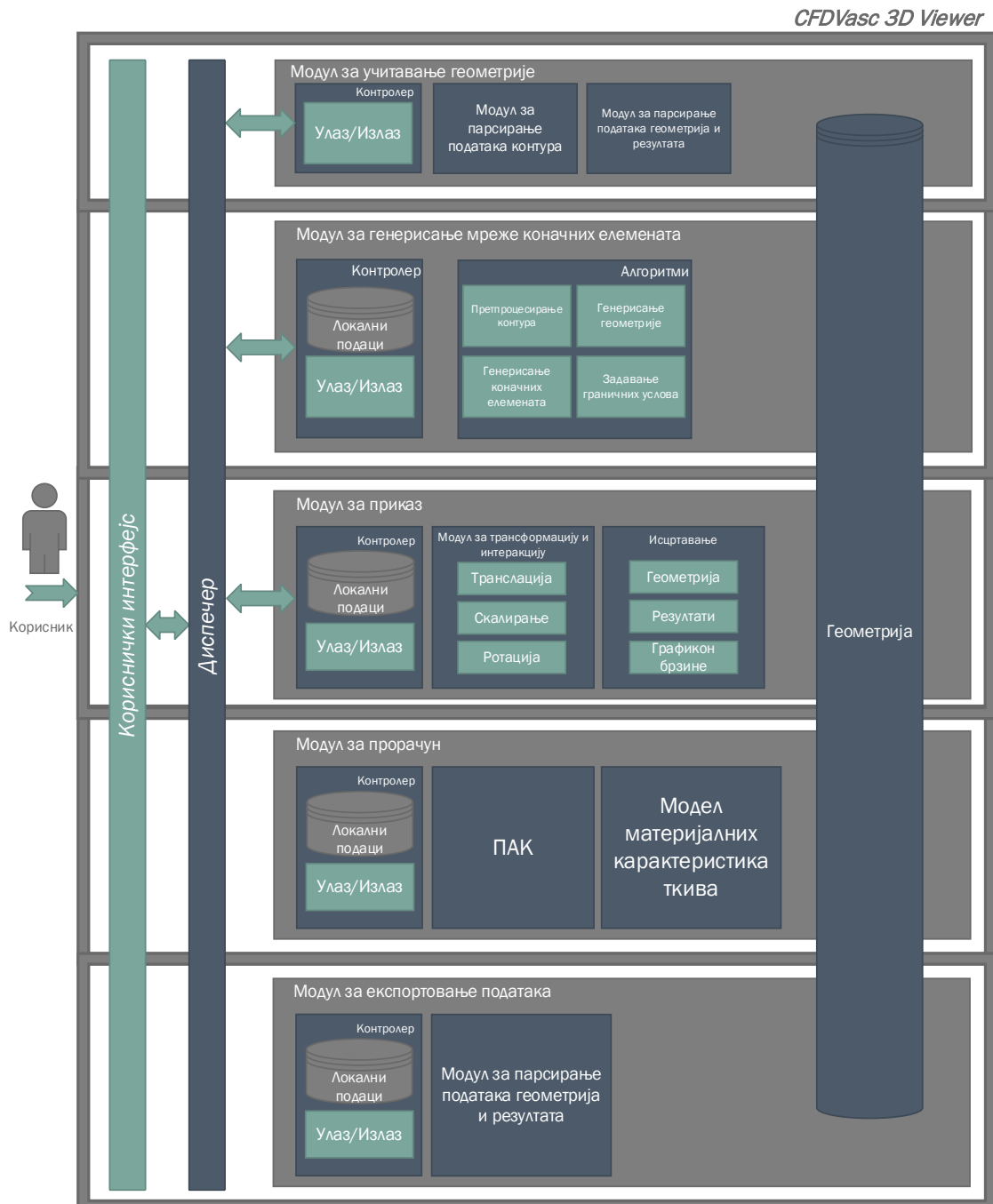
Слика 7.24 Реконструисан домен лумена и зида са бифуркацијом



- Контроле **“First”** and **“Last”** у одељку за навигацију приказују прву или задњу слику у серији учитаних слика. Уобичајено је да се кроз слике креће точком миша али када је велики број слика учитан ове команде убрзавају процес. Тастери **„Home“** и **„End“** на тастатури пружају исту функционалност као поменуте контроле респективно.
- **“Ten back”** и **“Ten forward”** контроле омогућавају кретање кроз серију слика са кораком 10. Тастери **„Page Up“** и **„Page Down“** на тастатури пружају исту функционалност као поменуте контроле респективно.
- **“Go to image”** контрола пребацују поглед на слику са идентификатором унесеним у предвиђено поље.

7.8. CFDVasc 3D Viewer

Детаљна архитектура је приказана на слици са свим модулима и одговарајућим подмодулима. Корисник може да интерагује са компонентом преко њеног корисничког интерфејса.



Слика 7.25 Архитектура CFDVasc 3D Viewera

Сви модули или нека од њихових подкомпоненти, приказане на слици, су независна једна од друге и у потпуности су раздвојене и самоодрживе. Њихова

међусобна комуникација се врши слањем порука преко компоненте Диспечер. Свака акција компоненте на коју треба да реагује нека друга компонента се преноси у виду поруке која се шаље преко ње. На тај начин компоненте не знају једна за другу и проширивање функционалности апликације додавањем нових компоненте је поједностављено чиме је значајно побољшана скалабилност апликације.

Модул за учитавање геометрије учитава геометрију у виду серије контура које се прослеђују из CFDVasc DICOM или из фајлова у којима се налази већ готова геометрија модела са резултатима у различитим стандардизованим форматима. Подаци о геометрији, како код учитане геометрије или генерисане од контура представљају податке са великом количином информација о геометријским ентитетима модела и резултата. Како би се избегло прослеђивање велике количине података између компоненти и самим тим убрзао рад апликације све компоненте податке користе из једног репозиторијума који је свима доступан.

Модул за генерисање мреже коначних елемената врши креирање модела аорте пацијента на основу контура које су прослеђене из CFDVasc DICOM. Све операције неопходне за прављење мреже од контура се извршавају у овом модулу користећи уграђене алгоритме за припрему и генерисање геометрије, мреже коначних елемената као и за задавање граничних услова.

Модул за приказ користи геометрију која је учитана или генерисана за приказ кориснику на интуитиван начин. Приликом тога се врши приказ геометрије као и резултата прорачуна у виду боја којом се означава дистрибуција одабраних физичких величина на моделу. Интеракција корисника са приказаном геометријом се врши преко модула за трансформацију и интеракцију које подразумевају ротацију, скалирање и транслацију.

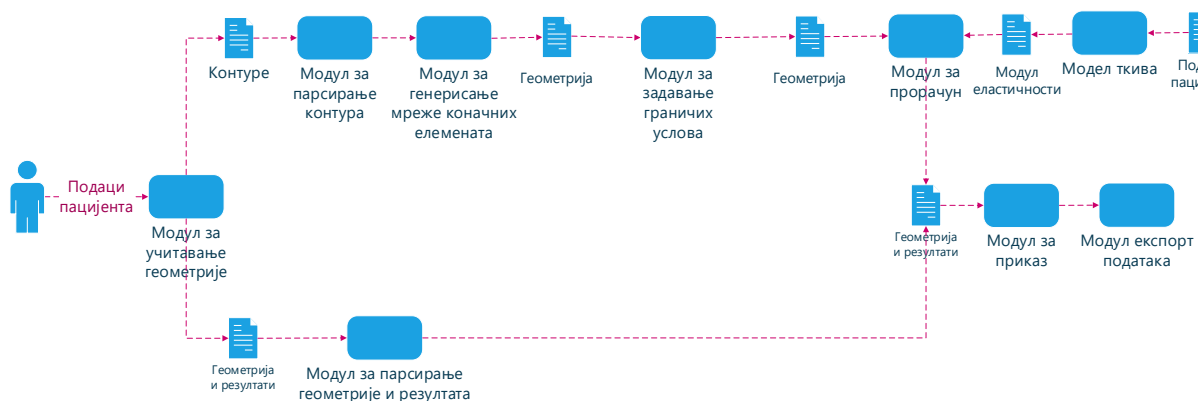
Модул за прорачун се састоји из два подмодула. **ПАК** подмодул користи геометрију генерисану у претходној компоненти на основу које се врши МКЕ прорачун а сви резултати се након завршетка прорачуна складиште у заједнички репозиторијум. Када се заврши прорачун резултати се приказују кориснику. Подмодул за **моделирање материјалних карактеристика ткива** служи да предвиди Јунгов модул еластичности на основу података пацијента које корисник уноси преко интерфејса а који ће се користити у МКЕ прорачуну.

Модул за експортовање података записује информације геометрије и резултата прорачуна у стандардизоване формате користећи податке из заједничког репозиторијума.

Интерфејс представља групу визуелних контрола преко којих корисник може да извршава акције везане за манипулацију моделом и иницирањем прорачуна слањем порука систему на које реагује нека од компоненти.

7.8.1. Ток података

Ток података (**Слика 7.26**) приказује улазне и излазне податке CFDVasc 3D Viewer компоненте као и интерне податке које компонента користи. Корисник иницијално проследи податке на улазу у виду серије контура или датотека са већ готовом геометријом и резултатима. У првом случају модул за генерисање мреже коначних елемената креира геометрију аорте у виду мреже коначних елемената. Подмодул за одређивање материјалних карактеристика ткива на основу података о пацијенту рачуна модул еластичности. Геометрија и материјалне карактеристике се прослеђују ПАК подмодулу за прорачун чији је излаз геометрија и резултати. У другом случају корисник последује датотеке са готовом геометријом и резултатима које подмодул за парсирање учитава у заједнички репозиторијум. Податке из репозиторијума подмодул за приказ приказује кориснику. Уколико је неопходно могуће је извести податке у стандардни формат преко подмодула за експортовање.



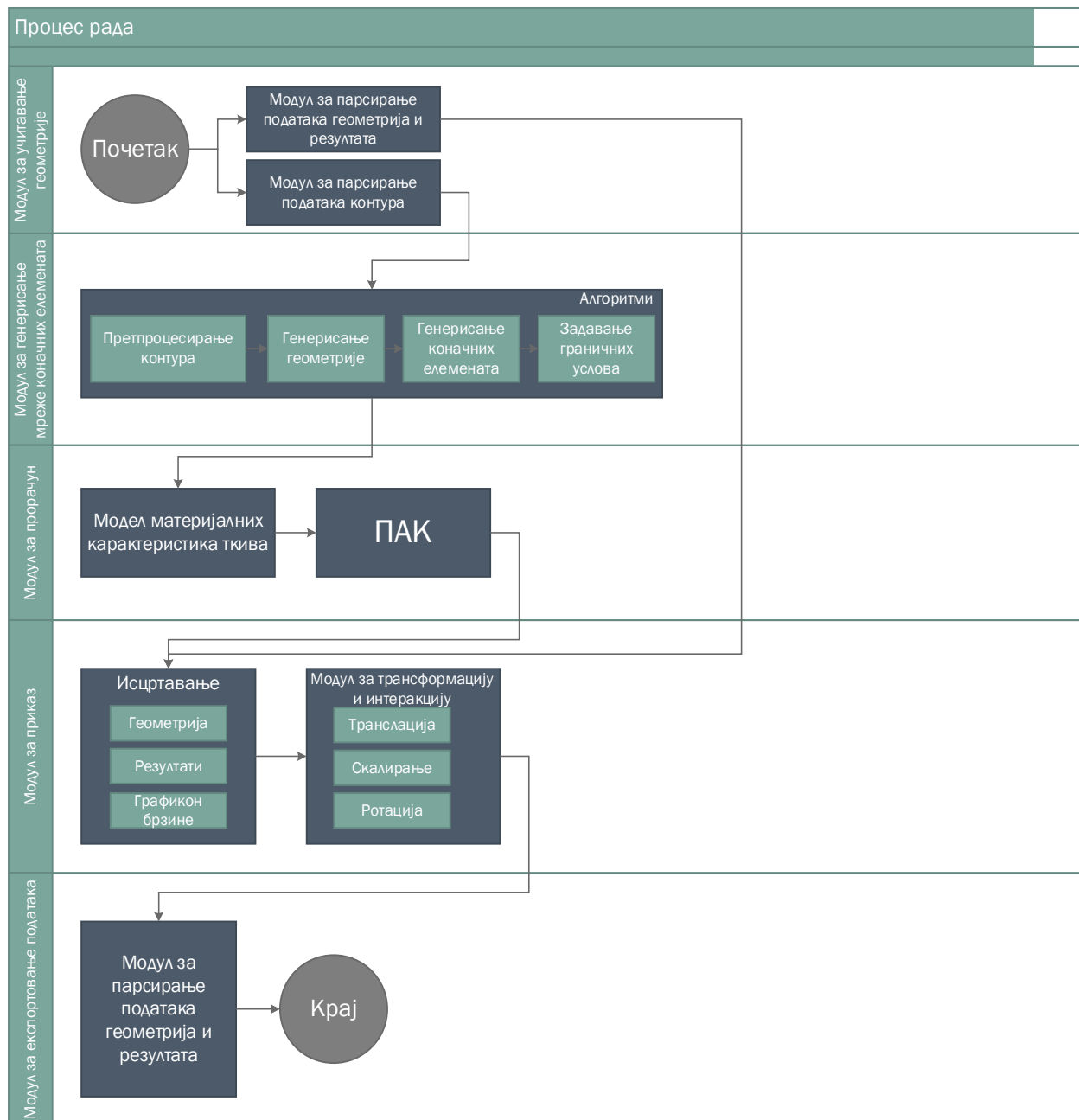
Слика 7.26 CFDVasc 3D Viewer ток података

7.8.2. Ток рада

Први ток се односи на учитавање контура које преузима подмодул за парсирање. И након учитавања шаље поруку диспечеру заједно са контурама. Модул за генерисање мреже коначних елемената генерише геометрију и складишти је у заједнички репозиторијум. Корисник преко интерфејса уноси податке о пацијенту и покреће израчунавање материјалних карактеристика. Након покретања МКЕ прорачуна шаље се порука ПАК модулу који узима геометрију из меморије и рачуна резултате. Израчунати резултати се уписују у заједнички репозиторијум о чему поруком бива обавештен модул за приказ који исцртава кориснику геометрију заједно са резултатима.

Други ток се односи на учитавање готове геометрије из датотека са резултатима. Након завршетка модул за парсирање шаље поруку на коју реагује модул за приказ који приказује резултате кориснику.

Све интеракције корисника са приказаним моделом су интерне на нивоу подмодула за приказ и не изазивају било какво слање порука систему. Уколико је потребно приказану геометрију са резултатима је могуће извести у стандардном формату. Када иницира ту акцију модел за експортовање реагује парсирањем података из заједничког репозиторијума и уписује их у фајл.

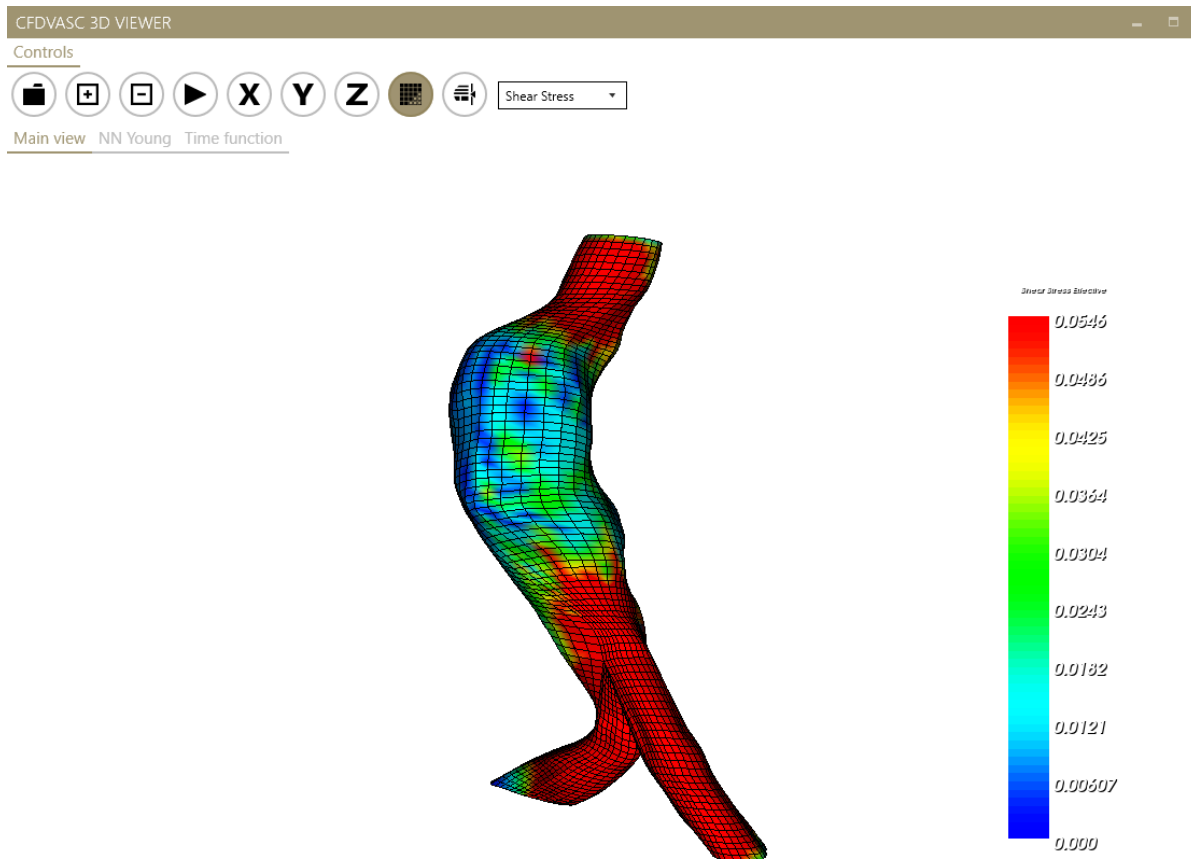


Слика 7.27 CFDVasc Viewer ток рада

7.8.3. Кориснички интерфејс

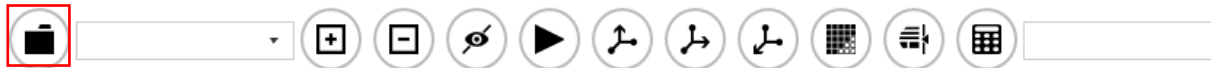
Главни прозор апликације се састоји из два дела:

- **Контроле** – скуп дугмади за приступ разним функционалностима апликације
- **Простор за приказ** – У овом делу су доступна три одељка у којима се приказује модел и подешавају параметри МКЕ симулације.



Слика 7.28 Главни прозор CFDVasc 3D Viewer-а

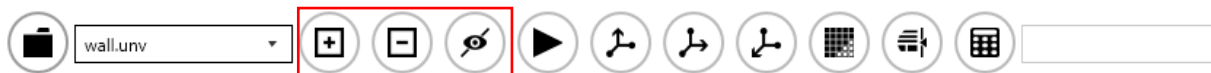
У простору за алате су присутне следеће контроле:



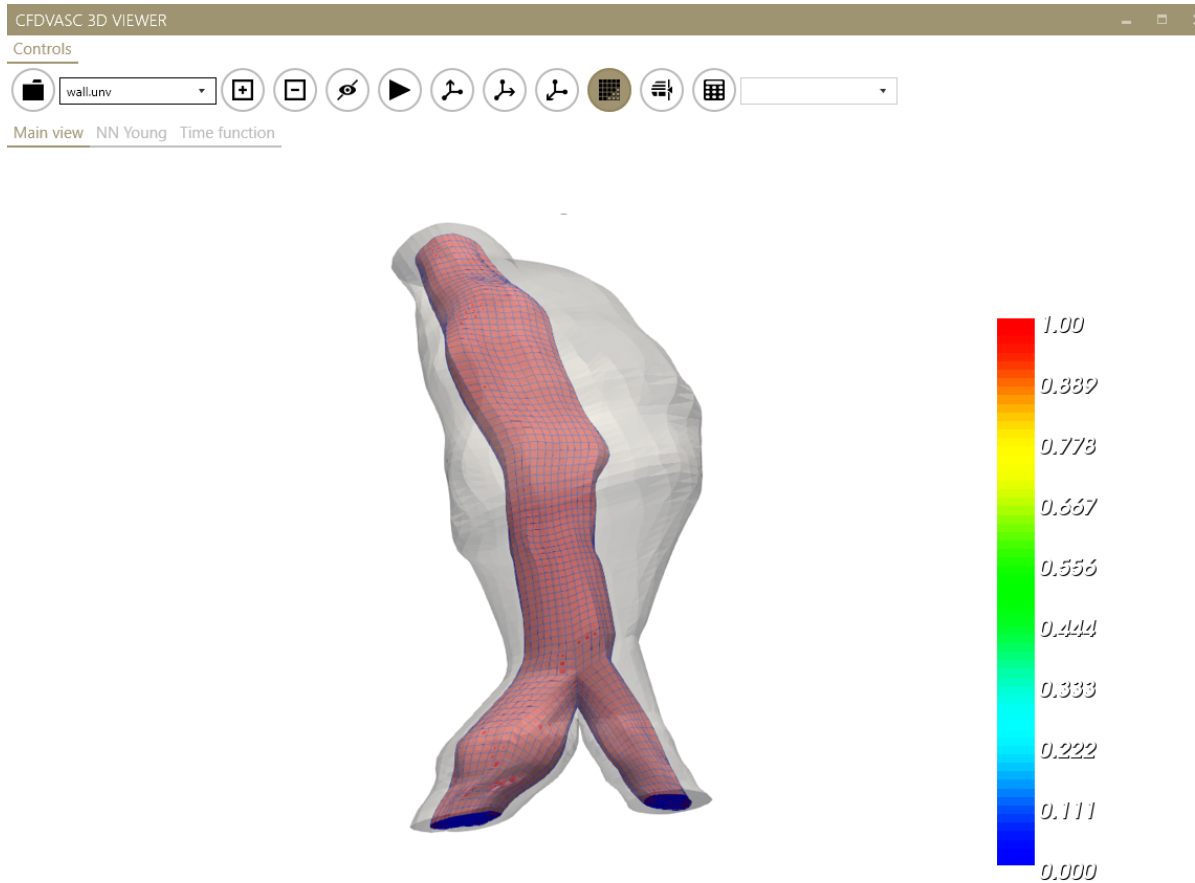
- **Контрола за учитавање датотека.** Кликом се отвара дијалог за учитавање улазних контура или датотека са геометријом и резултатима. При учитавању контура неопходно је одабрати датотеке оба домена лумена или тромба. Након учитавања креирају се мреже и приказују се. Уколико се учитавају фајлови са геометријом могуће је изабрати домен лумена или зида или увести оба домена. Приликом стартовања CFDVasc 3D View из CDFVasc DICOM-а контуре се прослеђују преко аргумената и CFDVasc 3D View аутоматски генерише геометрију домена од интереса.



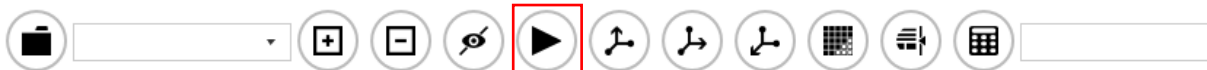
- **Листа учитаних геометрија** – У овој листи се приказује листа датотека геометрија које су учитане у програм. Одабрана геометрија је она која је активна за промену транспарентности.



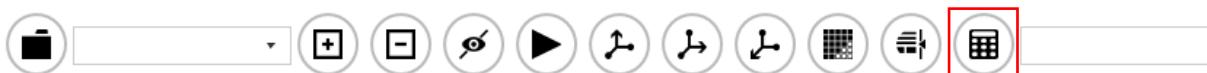
- **Контроле за мењање транспарентности и видљивости активне.** Овом опцијом је могуће да се промени видљивост зида како би се видео и домен лумена уколико су оба учитана.



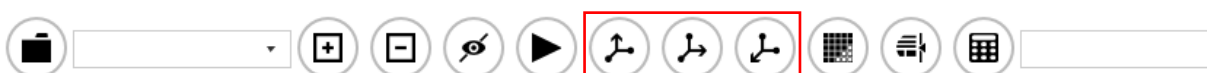
Слика 7.29 Промена транспарентности модела зида како би се видео модел лумена



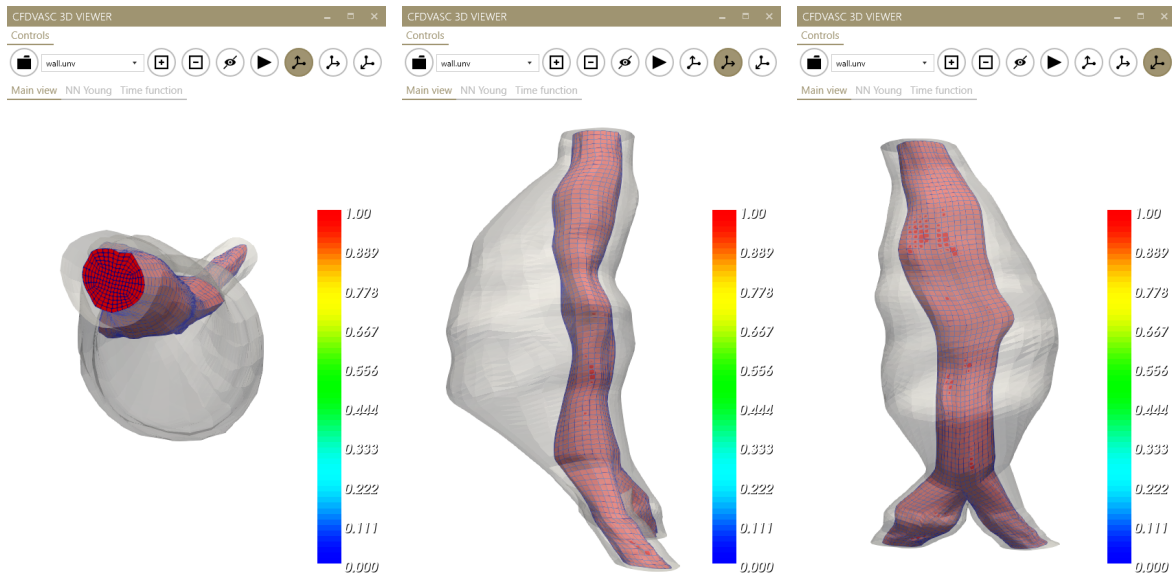
- **Контрола за анимирање резултата.** Уколико резултат симулације има више временских корака сви кораци ће бити увезени у апликацију и могуће их је анимирати притиском на ову контролу



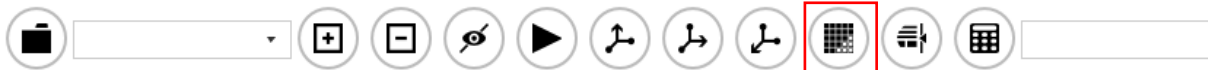
- **Контрола за пуштање прорачуна** покреће ПАК модул који врши прорачун на основу претходно постављених параметара и генерисане геометрије на основу контура. Након завршетка прорачуна приказују се одабрани резултати на постојећем моделу.



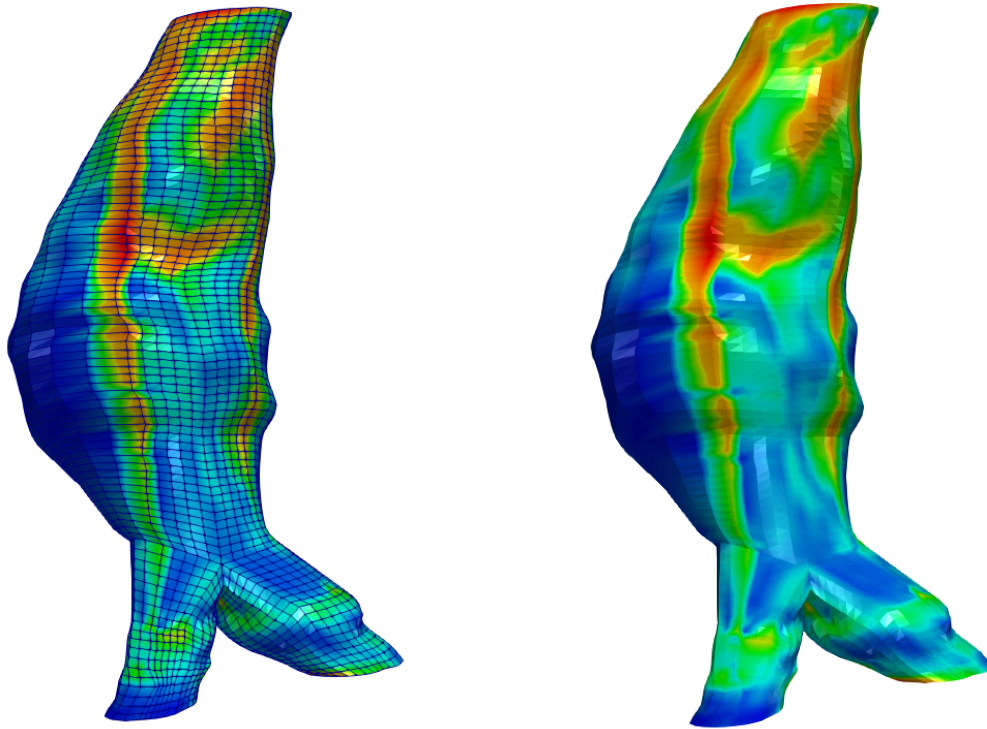
- **Контроле за промену пројекција** – Овим контролама се мења пројекција погледа на модел. Доступни су поглед на **XY** (у правцу Z осе), **YZ** (у правцу X осе) и **XZ** (у правцу Y осе) раван. Промена погледа се одражава на све учитане моделе.



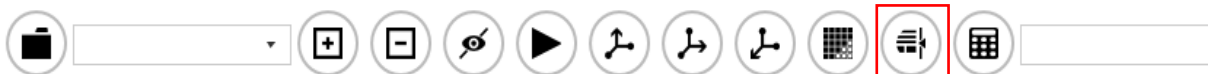
Слика 7.30 Промена пројекција погледа



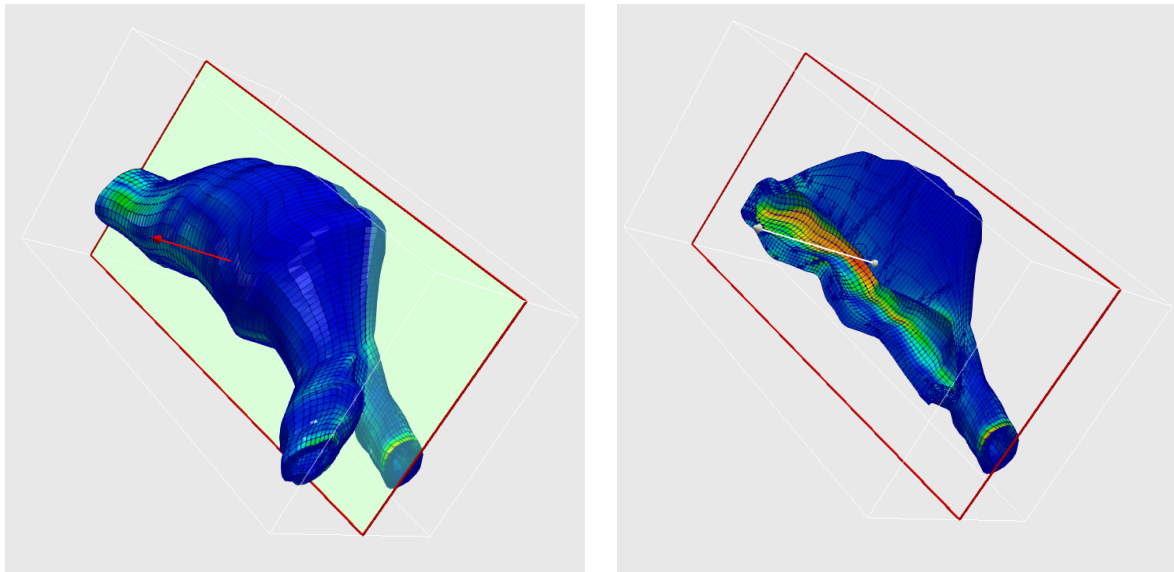
- **Контрола за искључивање мреже** омогућава приказ модела без исцртавала ивица елемената мреже ради бољег приказа боја резултата



Слика 7.31 Промена видљивости елемената мреже



- **Пресечна равна** је алат којим се формира гранична кутија око модела као и ручка пресечне равни. Корисник мишем може да мења оријентацију равни а директном интеракцијом са равни да мења њену локацију. Део модела који се налази у полупростору дефинисаном нормалом равни остаје приказан као и део који се налази на равни. Остатак модела се не приказује.



Слика 7.32 Примена пресечне равни на геометрију зида аорте



- **Листа резултата** садржи доступне резултате који се могу приказати на моделу. Променом се приказује друга дистрибуција боја на моделу као и опсег вредности на легенди са десне стране.

У простору за приказ доступна су три одељка

- „Main view“– Приказ учитаних модела и резултата. У овом одељку корисник може да манипулише моделом преко описаних контрола и преко миша и тастатуре.

- „**NN Young**“ – Скуп текст поља у коме је потребно унети податке о пацијенту како би се предвидео модул еластичности. Геометријски параметри (максимални пречник, запремина тромба и однос запремине лумена и тромба) су аутоматски израчунати у процесу сегментације. Притиском на тастер „**Calculate**“ рачуна се вредност модула еластичности за конкретног пацијента на основу модела неуронске мреже.

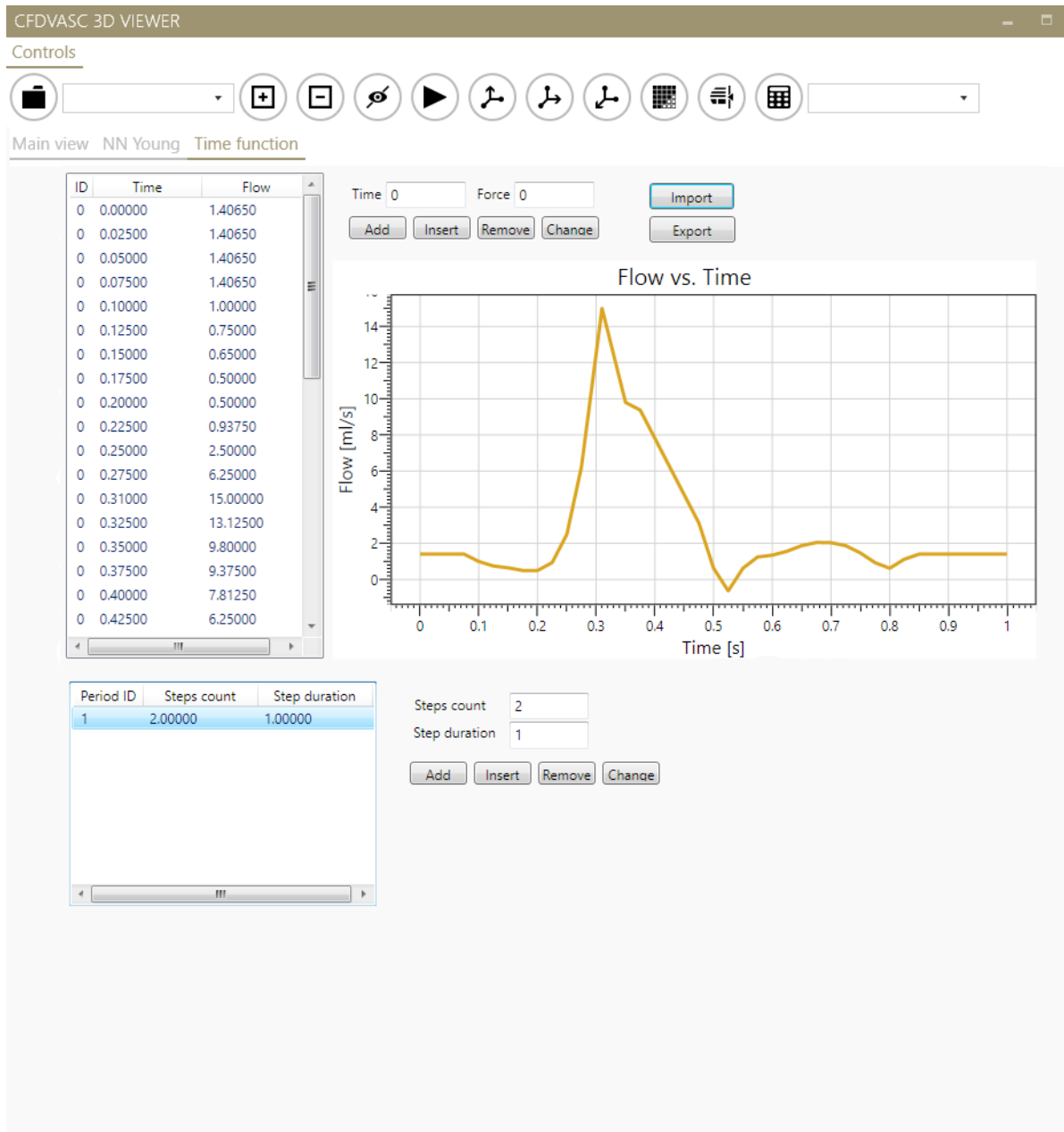
The screenshot shows the 'CFDVASC 3D VIEWER' application window. Below the title bar is a 'Controls' toolbar with various icons for navigation and viewing. Below the toolbar, there are tabs for 'Main view', 'NN Young', and 'Time function'. The 'NN Young' tab is active, displaying a form for entering patient data. The form includes the following fields:

Age	<input type="text" value="67"/>
Sex	<input type="text" value="Male"/>
Height [cm]	<input type="text" value="182"/>
Weight [kg]	<input type="text" value="95"/>
BMI	<input type="text" value="29.1"/>
<input checked="" type="checkbox"/> Smoker	
Cigarettes Per Day	<input type="text" value="15"/>
Year of Smoking	<input type="text" value="30"/>
Young's modulus	<input type="text" value="0.63"/>

At the bottom of the form is a button labeled 'CALCULATE'.

Слика 7.33 Одређивање модула еластичности на основу података о пацијенту

- „Time function“ – Одељак у коме корисник може да дефинише временску функцију брзине на основу које се врши прорачун као и број корака и трајање временског корака.



Слика 7.34 Подешавања функције брзине и временских корака

7.9. Закључак

Компјутерска анализа биомеханике ААА захтева коришћење више комерцијалних софтверских алата у сваком од корака због чега је целокупан процес непрактичан са аспекта имплементације у клиничкој пракси који захтева доста времена и значајне инжењерске вештине. Употреба различитих некомпатибилних алата узрокује грешке у реконструисаној геометрији од које зависи тачност резултата биомеханичке анализе. CFDVasc представља софтвер који интегрише све кораке неопходне за процену биомеханичких карактеристика ААА на бази медицинских слика не захтевајући никакве техничке вештине од крајњег корисника.

CFDVasc је сачињен из међусобно повезаних функционалних компоненти који су идентификовани у процесу формирања концептуалне архитектуре која је приказана у овом одељку као оквирна слика целокупног система.

Имплементација, интеграција и тестирање у систему, сваке од компоненте, је постигнута на основу:

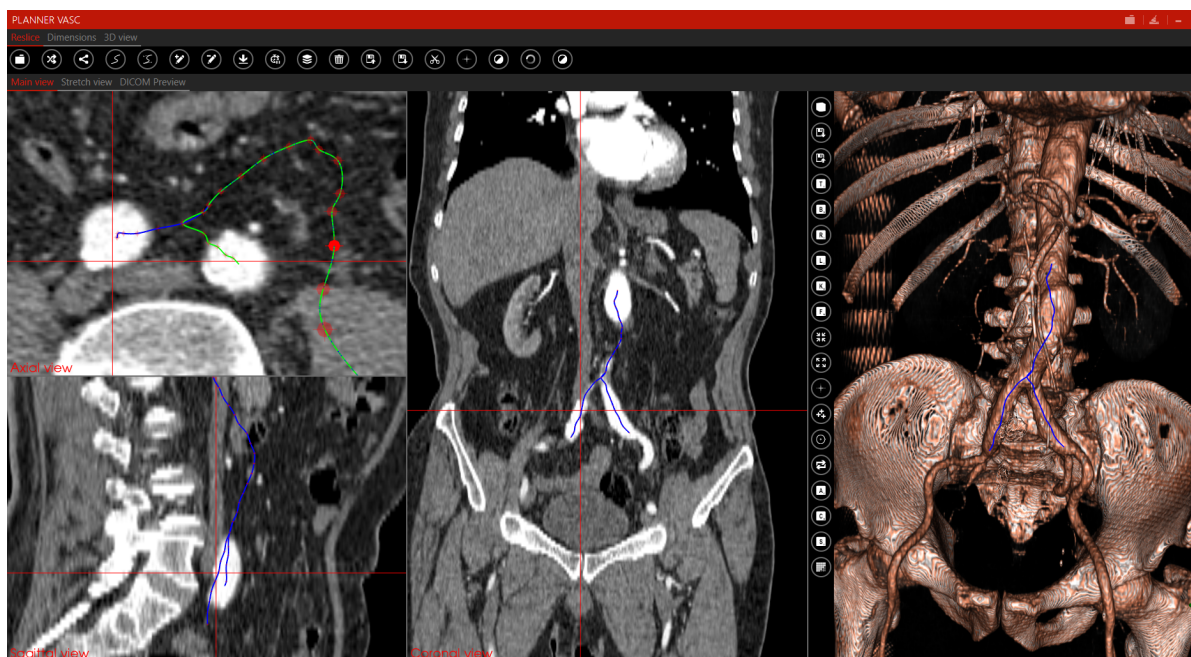
- Дефинисања детаљне техничке архитектуре система
- Дефинисања стратегије интеграције
- Дефинисања стратегије тестирања

Приказана је и детаљнија архитектура компоненти које представљају ужи скуп функционалности целокупног система. Описане су и хардверске карактеристике инфраструктуре неопходне за адекватну употребу коначног система.

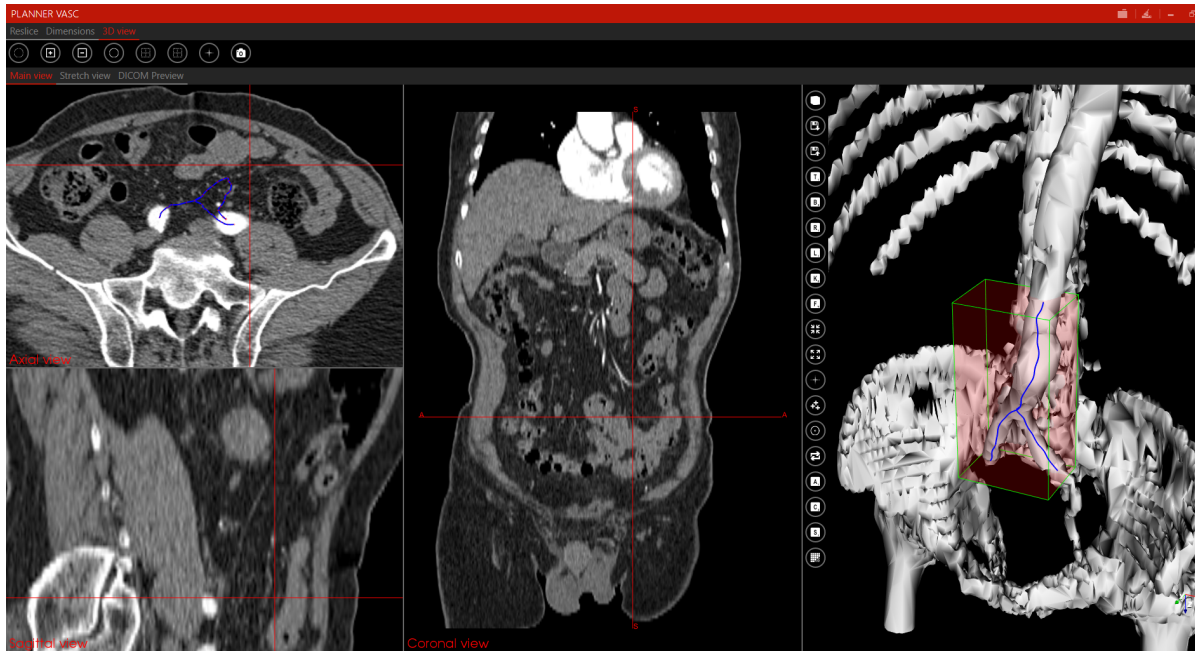
Успешно је реализована интеграција свих компоненти адекватним дефинисањем и имплементацијом интеракције између њих. Целокупан процес развоја се вршио у итерацијама у којима је долазило до постепеног унапређења целокупног система применом одговарајућих стратегија интеграције и тестирања.

Поузданост система је проверена на основу плана тестирања где су код сваке компоненте детаљно тестиране интерне функционалности јединичним тестовима и интерактивне функционалности са другим компонентама интеграционим тестовима. Тек након успешног пролаза свих тестова компоненте су интегрисане у целокупан систем. Систем са интегрисаним компонентама је тестиран са аспекта инжењера

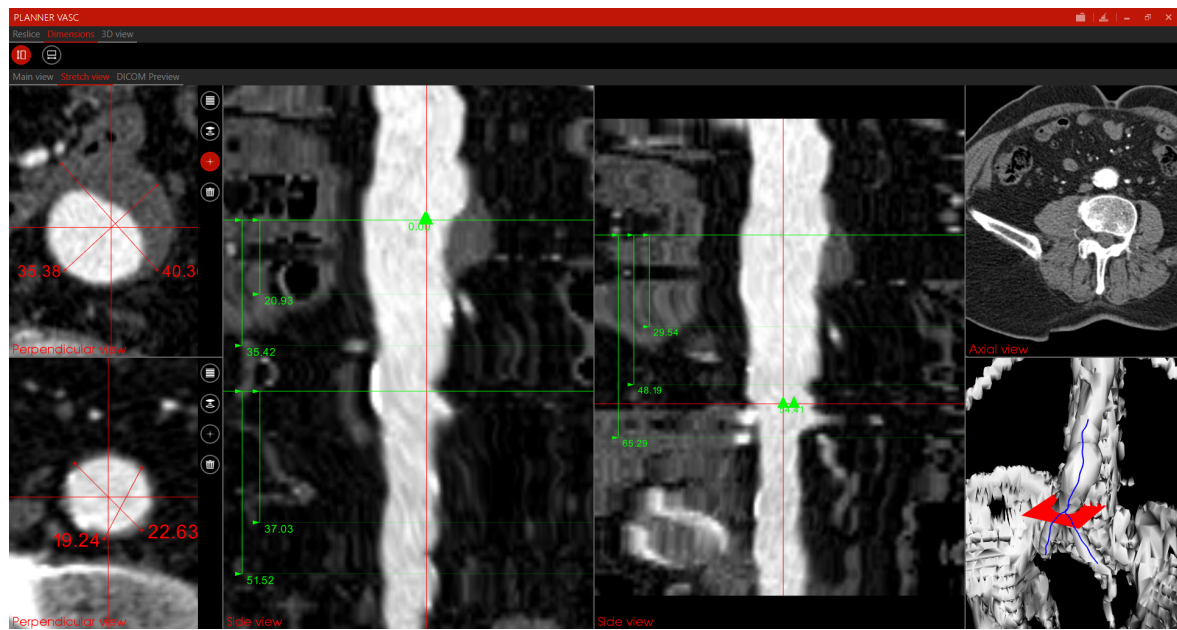
софтвера како би се провериле функционалности система. На крају су спроведени и тестови прихватљивости од стране крајњег корисника са клинике где CFDVasc тестиран у правом клиничком окружењу и коришћен са подацима правих пацијената. Укупно је спроведено 65 тестова које је систем успешно прошао и тиме потврдио своју ефикасност и употребљивост. Приложена су и корисничка упутства као детаљан опис свих функционалности софтверског система. Следећи кораци ће се заснивати на интеграцији целокупног софтвера у софтифициран софтверски систем „**Planner Vasc**“ (Слика 7.35 - Слика 7.37). У питању је софтверски систем опремљен напредним алатима за приказ и мерење елемената AAA пацијента који треба да подлегне ендоваскуларном третману (EVAR) ради што бољег одабира модела стент графта који ће бити имплантиран. Као интегрисано решење представљаће моћан алат који заокружује целокупан ток од категоризације пацијента са аспекта потребе за операцијом до његове припреме за исту уколико је то потребно и то све у једном софтверском решењу.



Слика 7.35 „Planner Vasc“ софтверски алат за планирање EVAR операције



Слика 7.36 „Planner Vasc“ софтверски алат за планирање EVAR операције



Слика 7.37 „Planner Vasc“ софтверски алат за планирање EVAR операције

8.

8. Литература

1. Carrel A. La technique des anastomoses vasculaires et la transplantation des viscera. Lyon Med. 1902.;98:859–64.
2. Dubost C, Allary M, Oeconomos N. Resection of an aneurysm of the abdominal aorta: reestablishment of the continuity by a preserved human arterial graft, with result after five months. AMA Arch Surg. Март 1952.;64(3):405–8.
3. Sakalihan N, Heyeres A, Nussgens BV, Limet R, Lapière CM. Modifications of the extracellular matrix of aneurysmal abdominal aortas as a function of their size. Eur J Vasc Surg. Новембар 1993.;7(6):633–7.
4. Menashi S, Campa JS, Greenhalgh RM, Powell JT. Collagen in abdominal aortic aneurysm: typing, content, and degradation. J Vasc Surg. Децембар 1987.;6(6):578–82.
5. Campa JS, Greenhalgh RM, Powell JT. Elastin degradation in abdominal aortic aneurysms. Atherosclerosis. Мај 1987.;65(1–2):13–21.
6. Koncar I. Determination of biomechanical, anatomical and patophysiological factors influencing wall strength of the abdominal aortic aneurysm and their role in the abdominal aortic aneurysm rupture risk assessment. [Serbia]: Faculty of Medicine University of Belgrade;
7. Forsdahl SH, Singh K, Solberg S, Jacobsen BK. Risk factors for abdominal aortic aneurysms: a 7-year prospective study: the Tromsø Study, 1994-2001. Circulation. 28. Април 2009.;119(16):2202–8.
8. Davidović L, Jevtić M, Radak Đ, Sagić D, Marjanović I, Končar I, и остали. Endovascular treatment of thoracic aortic diseases. Vojnosanit Pregl. 2013.;70(1):32–7.
9. Chaikof EL, Brewster DC, Dalman RL, Makaroun MS, Illig KA, Sicard GA, и остали. The care of patients with an abdominal aortic aneurysm: the Society for Vascular Surgery practice guidelines. J Vasc Surg. Октобар 2009.;50(4 Suppl):S2-49.
10. Moll FL, Powell JT, Fraedrich G, Verzini F, Haulon S, Waltham M, и остали. Management of abdominal aortic aneurysms clinical practice guidelines of the European society for vascular surgery. Eur J Vasc Endovasc Surg Off J Eur Soc Vasc Surg. Јануар 2011.;41 Suppl 1:S1–58.

11. Shumacker HB, King H. Surgical Treatment of Ruptured Aortic Aneurysms. *AMA Arch Surg.* 01. Новембар 1955.;71(5):768–74.
12. DeBakey M, Cooley D. Surgical treatment of aneurysm of abdominal aorta by resection and restoration of continuity with homograft. *Surg Gynecol Obstet.* 26. Децембар 1953.;97:257–66.
13. Saveljic I. Numeričko rešavanje odnosa pravog i lažnog lumena akutne aortne disekcije. [Srbija]: Fakultet Inženjerskih Nauka Univerziteta u Kragujevcu; 2016.
14. Shapiro LG, Stockman GC. *Computer vision.* Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall; 2001. 580 стр.
15. Rosenfeld A. Connectivity in Digital Pictures. *J ACM.* 01. Јануар 1970.;17(1):146–60.
16. Kong T., Rosenfeld A. Digital topology: Introduction and survey. *Comput Vis Graph Image Process.* Децембар 1989.;48(3):357–93.
17. Lumia R. A new three-dimensional connected components algorithm. *Comput Vis Graph Image Process.* Август 1983.;23(2):207–17.
18. Seo J, Chae S, Shim J, Kim D, Cheong C, Han T-D. Fast Contour-Tracing Algorithm Based on a Pixel-Following Method for Image Sensors. *Sensors.* 09. Март 2016.;16(12):353.
19. Barillot C, Haynor DR, Hellier P, уредници. Medical image computing and computer-assisted intervention: MICCAI 2004, 7th international conference, Saint-Malo, France, September 26-29, 2004: proceedings. Berlin ; New York, N.Y: Springer; 2004. 1 стр. (Lecture notes in computer science).
20. Sethian JA. Curvature and the evolution of fronts. *Commun Math Phys.* Децембар 1985.;101(4):487–99.
21. Malladi R, Sethian JA, Vemuri BC. A fast level set based algorithm for topology-independent shape modeling. *J Math Imaging Vis.* Јуни 1996.;6(2–3):269–89.
22. Mulder W, Osher S, Sethian JA. Computing interface motion in compressible gas dynamics. *J Comput Phys.* Јуни 1992.;100(2):209–28.
23. Osher S, Sethian JA. Fronts propagating with curvature-dependent speed: Algorithms based on Hamilton-Jacobi formulations. *J Comput Phys.* Новембар 1988.;79(1):12–49.
24. Sethian JA. Numerical algorithms for propagating interfaces: Hamilton-Jacobi equations and conservation laws. *J Differ Geom.* 1990.;31(1):131–61.
25. Engquist B, Osher S. Stable and entropy satisfying approximations for transonic flow calculations. *Math Comput.* 01. Јануар 1980.;34(149):45–45.
26. Sethian JA, Straint J. Crystal growth and dendritic solidification. *J Comput Phys.* Фебруар 1992.;98(2):231–53.

27. Kass M, Witkin A, Terzopoulos D. Snakes: Active contour models. *Int J Comput Vis.* Январь 1988.;1(4):321–31.
28. Cohen LD. On active contour models and balloons. *CVGIP Image Underst.* Март 1991.;53(2):211–8.
29. Freeman WT, Adelson EH. Steerable filters for early vision, image analysis, and wavelet decomposition. *У IEEE Comput. Soc. Press;* 1990. стр. 406–15. Available at: <http://ieeexplore.ieee.org/document/139562/>
30. Sussman M, Smereka P, Osher S. A Level Set Approach for Computing Solutions to Incompressible Two-Phase Flow. *J Comput Phys.* Сентябрь 1994.;114(1):146–59.
31. Zhu J, Sethian J. Projection methods coupled to level set interface techniques. *J Comput Phys.* Сентябрь 1992.;102(1):128–38.
32. Adalsteinsson D, Sethian JA. A Fast Level Set Method for Propagating Interfaces. *J Comput Phys.* Май 1995.;118(2):269–77.
33. Qing Chen, Xiaoli Yang, Petriu EM. Watershed segmentation for binary images with different distance transforms. *У IEEE;* 2004. стр. 111–6. Available at: <http://ieeexplore.ieee.org/document/1391891/>
34. Ho-Le K. Finite element mesh generation methods: a review and classification. *Comput-Aided Des.* Январь 1988.;20(1):27–38.
35. Yerry MA, Shephard MS. Automatic three-dimensional mesh generation by the modified-octree technique. *Int J Numer Methods Eng.* Ноябрь 1984.;20(11):1965–90.
36. Löhner R, Parikh P. Generation of three-dimensional unstructured grids by the advancing-front method. *Int J Numer Methods Fluids.* Октябрь 1988.;8(10):1135–49.
37. Baker T. Three dimensional mesh generation by triangulation of arbitrary point sets. *У American Institute of Aeronautics and Astronautics;* 1987. Available at: <http://arc.aiaa.org/doi/10.2514/6.1987-1124>
38. Knupp PM, Ernst CD, Thompson DC, Stimpson CJ, Pebay PP. The verdict geometric quality library. [Интернет]. 2006 Март. Report No.: SAND2007-1751, 901967. Available at: <http://www.osti.gov/servlets/purl/901967-A7ExA7/>
39. Ito Y, Shih AM, Soni BK. Octree-based reasonable-quality hexahedral mesh generation using a new set of refinement templates. *Int J Numer Methods Eng.* 26. Март 2009.;77(13):1809–33.
40. Lu JH-C, Song I, Quadros WR, Shimada K. Pen-Based User Interface for Geometric Decomposition for Hexahedral Mesh Generation. *У: Shontz S, уредник. Proceedings of the 19th International Meshing Roundtable [Интернет].* Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2010. стр. 263–78. Available at: http://link.springer.com/10.1007/978-3-642-15414-0_16

41. Ramos A, Simões JA. Tetrahedral versus hexahedral finite elements in numerical modelling of the proximal femur. *Med Eng Phys.* Ноембар 2006.;28(9):916–24.
42. De Santis G, De Beule M, Van Canneyt K, Segers P, Verdonck P, Verhegghe B. Full-hexahedral structured meshing for image-based computational vascular modeling. *Med Eng Phys.* Децембар 2011.;33(10):1318–25.
43. Mac Donald BJ. Practical stress analysis with finite elements. Second edition, reprinted with minor corrections July 2013. Dublin: Glasnevin Publishing; 2013. 388 стр.
44. Puso MA, Solberg J. A stabilized nodally integrated tetrahedral. *Int J Numer Methods Eng.* 06. Август 2006.;67(6):841–67.
45. Goshtasby A, Turner DA. Segmentation of cardiac cine MR images for extraction of right and left ventricular chambers. *IEEE Trans Med Imaging.* Март 1995.;14(1):56–64.
46. Chin-Hsing C, Ann-Shu L, Jiann-Der L, Yang WH. 3D image reconstruction of bladder by nonlinear interpolation. *Math Comput Model.* Октобар 1995.;22(8):61–72.
47. Cohen LD, Cohen I. Finite-element methods for active contour models and balloons for 2-D and 3-D images. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell.* Ноембар 1993.;15(11):1131–47.
48. Cline HE, Dumoulin CL, Lorensen WE, Souza SP, Adams WJ. Volume rendering and connectivity algorithms for MR angiography. *Magn Reson Med.* Април 1991.;18(2):384–94.
49. Knupp PM. Remarks on mesh quality. У: 45th AIAA aerospace sciences meeting and exhibit [Интернет]. 2007. Available at: <https://cfwebprod.sandia.gov/cfdocs/CompResearch/docs/reno07paper.pdf>
50. Antiga L, Steinman DA. Robust and Objective Decomposition and Mapping of Bifurcating Vessels. *IEEE Trans Med Imaging.* Јуни 2004.;23(6):704–13.
51. Effect of Variation in Intraluminal Thrombus Constitutive Properties on Abdominal Aortic Aneurysm Wall Stress | SpringerLink [Интернет]. Available at: <https://link.springer.com/article/10.1114%2F1.1581880>
52. Fillinger M, Marra S, Raghavan M, Kennedy F. Prediction of rupture risk in abdominal aortic aneurysm during observation: wall stress versus diameter. *J Vasc Surg.* 2003.;37(4):724–32.
53. Fillinger M. The long-term relationship of wall stress to the natural history of abdominal aortic aneurysms (finite element analysis and other methods). *Ann N Y Acad Sci.* Ноембар 2006.;1085:22–8.
54. Helderma F, Manoch IJ, Breeuwer M, Kose U, Boersma H, van Sambeek MRHM, и остали. Predicting Patient-Specific Expansion of Abdominal Aortic Aneurysms. *Eur J Vasc Endovasc Surg.* 01. Јули 2010.;40(1):47–53.

55. Gasser TC, Auer M, Labruto F, Swedenborg J, Roy J. Biomechanical rupture risk assessment of abdominal aortic aneurysms: model complexity versus predictability of finite element simulations. *Eur J Vasc Endovasc Surg Off J Eur Soc Vasc Surg*. Август 2010.;40(2):176–85.
56. Raut SS, Chandra S, Shum J, Finol EA. The Role of Geometric and Biomechanical Factors in Abdominal Aortic Aneurysm Rupture Risk Assessment. *Ann Biomed Eng*. Јули 2013.;41(7):1459–77.
57. Erdemir A, Guess TM, Halloran J, Tadepalli SC, Morrison TM. Considerations for reporting finite element analysis studies in biomechanics. *J Biomech*. 23. Фебруар 2012.;45(4):625–33.
58. Chandra S, Raut SS, Jana A, Biederman RW, Doyle M, Muluk SC, и остали. Fluid-structure interaction modeling of abdominal aortic aneurysms: the impact of patient-specific inflow conditions and fluid/solid coupling. *J Biomech Eng*. Август 2013.;135(8):81001.
59. Doyle BJ, Callanan A, Grace PA, Kavanagh EG. On the influence of patient-specific material properties in computational simulations: a case study of a large ruptured abdominal aortic aneurysm. *Int J Numer Methods Biomed Eng*. Фебруар 2013.;29(2):150–64.
60. Tierney ÁP, Callanan A, McGloughlin TM. Use of regional mechanical properties of abdominal aortic aneurysms to advance finite element modeling of rupture risk. *J Endovasc Ther Off J Int Soc Endovasc Spec*. Фебруар 2012.;19(1):100–14.
61. Raut SS, Jana A, De Oliveira V, Muluk SC, Finol EA. The importance of patient-specific regionally varying wall thickness in abdominal aortic aneurysm biomechanics. *J Biomech Eng*. Август 2013.;135(8):81010.
62. Shum Judy, DiMartino Elena S., Goldhammer Adam, Goldman Daniel H., Acker Leah C., Patel Gopal, и остали. Semiautomatic vessel wall detection and quantification of wall thickness in computed tomography images of human abdominal aortic aneurysms. *Med Phys*. 20. Јануар 2010.;37(2):638–48.
63. Doyle BJ, Callanan A, Grace PA, Kavanagh EG. On the influence of patient-specific material properties in computational simulations: a case study of a large ruptured abdominal aortic aneurysm. *Int J Numer Methods Biomed Eng*. Фебруар 2013.;29(2):150–64.
64. Doyle BJ, Cloonan AJ, Walsh MT, Vorp DA, McGloughlin TM. Identification of rupture locations in patient-specific abdominal aortic aneurysms using experimental and computational techniques. *J Biomech*. 07. Мај 2010.;43(7):1408–16.
65. Numerical Analysis of Coupled Problems: Deformable Body and Fluid Flow. [Serbia]: Faculty of Mechanical Engineering University of Kragujevac; 1999.
66. Beven K. Finite element techniques for fluid flow. J. J. Connor and C. A. Brebbia, Newnes-Butterworth, London, 1976, No. of pages: 320. Price: £10. *Earth Surf Process*. 01. Јануар 1977.;2(1):95–95.

67. Kojic M, Zivkovic M, Slavkovic R, Grujovic N. Metod Konačnih Elemenata I. Mašinski fakultet u Kragujevcu; 1998.
68. Kojić M, Slavković R, Živković M, Petrović R, Filipović N. Analiza tačnosti rešenja strujanja viskoznog nestišljivog fluida sa prenosom toplote metodom konačnih elemenata,. У 1995. стр. 83–8.
69. Kojic M, Filipović N, Stojanovic B, Kojic N. Computer Modeling in Bioengineering: Theoretical Background, Examples and Software. John Wiley & Sons, Ltd; 2009.
70. Bathe J. FEA - Finite Element Procedures by K J Bathe. Englewood Cliffs: Prentice-Hall, Inc; 1996.
71. Rivlin RS. Large elastic deformations of isotropic materials. I. Fundamental concepts. Phil Trans R Soc Lond A. 13. Јануар 1948.;240(822):459–90.
72. Olufsen MS, Peskin CS, Kim WY, Pedersen EM, Nadim A, Larsen J. Numerical Simulation and Experimental Validation of Blood Flow in Arteries with Structured-Tree Outflow Conditions. Ann Biomed Eng. 01. Новембар 2000.;28(11):1281–99.
73. Kojic M, Filipović N, Stojanovic B, Kojic N. Computer Modeling in Bioengineering: Theoretical Background, Examples and Software. Chichester, England: John Wiley and Sons; 2008.
74. Xenos M, Rambhia SH, Alemu Y, Einav S, Labropoulos N, Tassiopoulos A, и остали. Patient-based abdominal aortic aneurysm rupture risk prediction with fluid structure interaction modeling. Ann Biomed Eng. Новембар 2010.;38(11):3323–37.
75. Olufsen MS, Peskin CS, Kim WY, Pedersen EM, Nadim A, Larsen J. Numerical Simulation and Experimental Validation of Blood Flow in Arteries with Structured-Tree Outflow Conditions. Ann Biomed Eng. 01. Новембар 2000.;28(11):1281–99.
76. Erdemir A, Guess TM, Halloran J, Tadepalli SC, Morrison TM. Considerations for reporting finite element analysis studies in biomechanics. J Biomech. 23. Фебруар 2012.;45(4):625–33.
77. Di Martino E, Mantero S, Inzoli F, Melissano G, Astore D, Chiesa R, и остали. Biomechanics of abdominal aortic aneurysm in the presence of endoluminal thrombus: experimental characterisation and structural static computational analysis. Eur J Vasc Endovasc Surg Off J Eur Soc Vasc Surg. Април 1998.;15(4):290–9.
78. Papaharilaou Y, Ekaterinaris JA, Manousaki E, Katsamouris AN. A decoupled fluid structure approach for estimating wall stress in abdominal aortic aneurysms. J Biomech. 2007.;40(2):367–77.
79. Maier A, Gee MW, Reeps C, Pongratz J, Eckstein H-H, Wall WA. A comparison of diameter, wall stress, and rupture potential index for abdominal aortic aneurysm rupture risk prediction. Ann Biomed Eng. Октобар 2010.;38(10):3124–34.

80. Bluestein D, Alemu Y, Avrahami I, Gharib M, Dumont K, Ricotta JJ, и остали. Influence of microcalcifications on vulnerable plaque mechanics using FSI modeling. *J Biomech.* 2008.;41(5):1111–8.
81. Tounghara M, Orgéas L, Geindreau C, Bailly L. Micromechanical modelling of the arterial wall: influence of mechanical heterogeneities on the wall stress distribution and the peak wall stress. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 01. Јули 2013.;16(sup1):22–4.
82. Raghavan ML, Vorp DA. Toward a biomechanical tool to evaluate rupture potential of abdominal aortic aneurysm: identification of a finite strain constitutive model and evaluation of its applicability. *J Biomech.* Април 2000.;33(4):475–82.
83. Wang X, Li X. A fluid–structure interaction-based numerical investigation on the evolution of stress, strength and rupture potential of an abdominal aortic aneurysm. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 01. Септембар 2013.;16(9):1032–9.
84. Raut SS, Chandra S, Shum J, Finol EA. The Role of Geometric and Biomechanical Factors in Abdominal Aortic Aneurysm Rupture Risk Assessment. *Ann Biomed Eng.* Јули 2013.;41(7):1459–77.
85. Holzapfel GA, Gasser TC. Computational stress-deformation analysis of arterial walls including high-pressure response. *Int J Cardiol.* 02. Март 2007.;116(1):78–85.
86. Martufi G, Christian Gasser T. Review: the role of biomechanical modeling in the rupture risk assessment for abdominal aortic aneurysms. *J Biomech Eng.* Фебруар 2013.;135(2):021010.
87. Polzer S, Gasser TC, Swedenborg J, Bursa J. The impact of intraluminal thrombus failure on the mechanical stress in the wall of abdominal aortic aneurysms. *Eur J Vasc Endovasc Surg Off J Eur Soc Vasc Surg.* Април 2011.;41(4):467–73.
88. Mijailovic N. Razvoj akvizicionih sistema i algoritama za registraciju pri modeliranju pomeranja i deformacija kontura na digitalnoj slici. [Srbija]: Fakultet Inzenjerskih Nauka Univerziteta u Kragujevcu;
89. Rissland P, Alemu Y, Einav S, Ricotta J, Bluestein D. Abdominal aortic aneurysm risk of rupture: patient-specific FSI simulations using anisotropic model. *J Biomech Eng.* Март 2009.;131(3):031001.
90. Giuna SKB, Osman K, Kadir MRA. Fluid Structure Interaction Analysis in Abdominal Aortic Aneurysms: Influence of Diameter, Length, and Distal Neck. *J Med Imaging Health Inform.* 01. Децембар 2013.;3(4):514–22.
91. Gasser TC, Gallinetti S, Xing X, Forsell C, Swedenborg J, Roy J. Spatial orientation of collagen fibers in the abdominal aortic aneurysm’s wall and its relation to wall mechanics. *Acta Biomater.* Август 2012.;8(8):3091–103.

92. Wilson JS, Baek S, Humphrey JD. Importance of initial aortic properties on the evolving regional anisotropy, stiffness and wall thickness of human abdominal aortic aneurysms. *J R Soc Interface*. 07. Септембар 2012.;9(74):2047–58.
93. Vande Geest JP, Wang DHJ, Wisniewski SR, Makaroun MS, Vorp DA. Towards a noninvasive method for determination of patient-specific wall strength distribution in abdominal aortic aneurysms. *Ann Biomed Eng*. Јули 2006.;34(7):1098–106.
94. McGloughlin TM, Doyle BJ. New approaches to abdominal aortic aneurysm rupture risk assessment: engineering insights with clinical gain. *Arterioscler Thromb Vasc Biol*. Септембар 2010.;30(9):1687–94.
95. Chuong CJ, Fung YC. On Residual Stresses in Arteries. *J Biomech Eng*. 01. Мај 1986.;108(2):189–92.
96. Geris L. *Computational Modeling in Tissue Engineering*. Berlin: Springer Science & Business Media; 2013.
97. Johnson JL. *Probability and Statistics for Computer Science*. Wiley; 2003.
98. Woolson RF, Clarke WR. *Statistical Methods for the Analysis of Biomedical Data*. 2nd изд. Wiley; 2002.
99. Hudson DL, Cohen ME. *Neural networks and artificial intelligence for biomedical engineering*. New York: Institute of Electrical and Electronics Engineers; 2000. 306 стр. (IEEE Press series in biomedical engineering).
100. Trmal J, Zelinka J, Muller L. Adaptation of a Feedforward Artificial Neural Network Using a Linear Transform. *У: Computer Science [Интернет]*. Berlin: Springer; 2010. Available at: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-642-15760-8_54
101. Kursin A. Neural Network: Input Anticipation May Lead to Advanced Adaptation Properties. *У: Artificial Neural Networks and Neural Information Processing — ICANN/ICONIP 2003 [Интернет]*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2003. стр. 779–85. Available at: http://link.springer.com/10.1007/3-540-44989-2_93
102. van Someren M, ten Hagen S. *Machine Learning and Reinforcement Learning*. У: Gabrys B, Leiviskä K, Strackeljan J, уредници. *Do Smart Adaptive Systems Exist? [Интернет]*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2005. стр. 81–104. Available at: http://link.springer.com/10.1007/3-540-32374-0_5
103. Campbell C. *Machine Learning Methodology in Bioinformatics*. У: Kasabov N, уредник. *Springer Handbook of Bio-/Neuroinformatics [Интернет]*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2014. стр. 185–206. Available at: http://link.springer.com/10.1007/978-3-642-30574-0_12
104. Forman G, Cohen I. Learning from Little: Comparison of Classifiers Given Little Training. *У: Boulicaut J-F, Esposito F, Giannotti F, Pedreschi D, уредници. Knowledge Discovery in Databases: PKDD 2004 [Интернет]*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin

- Heidelberg; 2004. стр. 161–72. Available at: http://link.springer.com/10.1007/978-3-540-30116-5_17
105. Inza I, Calvo B, Armañanzas R, Bengoetxea E, Larrañaga P, Lozano JA. Machine Learning: An Indispensable Tool in Bioinformatics. У: Matthiesen R, уредник. Bioinformatics Methods in Clinical Research [Интернет]. Totowa, NJ: Humana Press; 2010. стр. 25–48. Available at: http://link.springer.com/10.1007/978-1-60327-194-3_2
106. Haykin SS. Neural networks: a comprehensive foundation. 2nd ed. Upper Saddle River, N.J: Prentice Hall; 1999. 842 стр.
107. Hornik K, Stinchcombe M, White H. Multilayer feedforward networks are universal approximators. Neural Netw. Январ 1989.;2(5):359–66.
108. Amato F, López A, Peña-Méndez EM, Vañhara P, Hampl A, Havel J. Artificial neural networks in medical diagnosis. J Appl Biomed. 2013.;11(2):47–58.
109. Hudson DL, Cohen ME. Neural networks and artificial intelligence for biomedical engineering. New York: Institute of Electrical and Electronics Engineers; 2000. 306 стр. (IEEE Press series in biomedical engineering).
110. Yonaba H, Anctil F, Fortin V. Comparing Sigmoid Transfer Functions for Neural Network Multistep Ahead Streamflow Forecasting. J Hydrol Eng. Апрель 2010.;15(4):275–83.
111. Nguyen D, Widrow B. Improving the learning speed of 2-layer neural networks by choosing initial values of the adaptive weights. У IEEE; 1990. стр. 21–6 том3. Available at: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5726777/>
112. Levenberg K. A method for the solution of certain non-linear problems in least squares. Q Appl Math. 01. Јули 1944.;2(2):164–8.
113. Marquardt DW. An Algorithm for Least-Squares Estimation of Nonlinear Parameters. J Soc Ind Appl Math. Јуни 1963.;11(2):431–41.
114. Moré JJ. The Levenberg-Marquardt algorithm: Implementation and theory. У: Watson GA, уредник. Numerical Analysis [Интернет]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 1978. стр. 105–16. Available at: <http://link.springer.com/10.1007/BFb0067700>
115. Hagan MT, Demuth HB, Beale MH, De Jesus O. Neural network design. 2nd edition. Wrocław: Amazon Fulfillment Poland Sp. z o.o; 800 стр.
116. Wackerly DD, Mendenhall W, Scheaffer RL. Mathematical statistics with applications. 7th ed. Belmont, CA: Thomson Brooks/Cole; 2008. 912 стр.
117. Taylor JG, уредник. Neural networks and their applications. Chichester ; New York: UNICOM ; Wiley; 1996. 293 стр.

118. Stone M. Cross-validators choice and assessment of statistical predictions. *J R Stat Soc Ser B.* 1974.;36:111–47.
119. White H. *Artificial neural networks: approximation and learning theory.* Oxford, UK ; Cambridge, USA: Blackwell; 1992. 329 стр.
120. Cohen J, Cohen J, уредници. *Applied multiple regression/correlation analysis for the behavioral sciences.* 3rd ed. Mahwah, N.J: L. Erlbaum Associates; 2003. 703 стр.
121. Brause RW. *Medical Analysis and Diagnosis by Neural Networks.* У: Crespo J, Maojo V, Martin F, уредници. *Medical Data Analysis [Интернет].* Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2001. стр. 1–13. Available at: http://link.springer.com/10.1007/3-540-45497-7_1
122. Khovanova NA, Shaikhina T, Mallick KK. Neural networks for analysis of trabecular bone in osteoarthritis. *Bioinspired Biomim Nanobiomaterials.* Март 2015.;4(1):90–100.
123. LeBaron B, Weigend AS. A bootstrap evaluation of the effect of data splitting on financial time series. *IEEE Trans Neural Netw.* Јануар 1998.;9(1):213–20.
124. Haykin SS. *Neural networks: a comprehensive foundation.* 2nd ed. Upper Saddle River, N.J: Prentice Hall; 1999. 842 стр.
125. Wasserman PD. *Neural computing: theory and practice.* New York: Van Nostrand Reinhold; 1989. 230 стр.
126. Bowden GJ, Maier HR, Dandy GC. Optimal division of data for neural network models in water resources applications: DIVISION OF DATA FOR NEURAL NETWORK MODELS. *Water Resour Res.* Фебруар 2002.;38(2):2-1-2–11.
127. Schreiber T, Schmitz A. Improved Surrogate Data for Nonlinearity Tests. *Phys Rev Lett.* 22. Јули 1996.;77(4):635–8.
128. Timmer J. Power of surrogate data testing with respect to nonstationarity. *Phys Rev E.* 01. Октобар 1998.;58(4):5153–6.
129. Li D-C, Wu C-S, Tsai T-I, Lina Y-S. Using mega-trend-diffusion and artificial samples in small data set learning for early flexible manufacturing system scheduling knowledge. *Comput Oper Res.* Април 2007.;34(4):966–82.
130. Hyvärinen A, Oja E. Independent component analysis: algorithms and applications. *Neural Netw.* Јуни 2000.;13(4–5):411–30.
131. Dong D, McAvoy TJ. Nonlinear principal component analysis—Based on principal curves and neural networks. *Comput Chem Eng.* Јануар 1996.;20(1):65–78.
132. Beale M. Adapt network with weight and bias learning rules— MATLAB adaptwb. [Интернет]. MATLAB; Available at: <https://www.mathworks.com/help/nnet/ref/adaptwb.html>

133. Peteiro-Barral D, Guijarro-Berdiñas B. A Study on the Scalability of Artificial Neural Networks Training Algorithms Using Multiple-Criteria Decision-Making Methods. У: Rutkowski L, Korytkowski M, Scherer R, Tadeusiewicz R, Zadeh LA, Zurada JM, уредници. Artificial Intelligence and Soft Computing [Интернет]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2013. стр. 162–73. Available at: http://link.springer.com/10.1007/978-3-642-38658-9_15
134. cplusplus.com - The C++ Resources Network [Интернет]. Available at: <http://www.cplusplus.com/>
135. Framework (MFC) [Интернет]. Available at: <https://msdn.microsoft.com/en-us/library/k9kb0kba.aspx>
136. WPF - Windows Presentation Foundation [Интернет]. Available at: [https://msdn.microsoft.com/en-us/library/aa970268\(v=vs.100\).aspx](https://msdn.microsoft.com/en-us/library/aa970268(v=vs.100).aspx)
137. Managed Extensions for C++. У: Wikipedia [Интернет]. 2017. Available at: https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Managed_Extensions_for_C%2B%2B&oldid=812788552
138. OpenCV library [Интернет]. Available at: <https://opencv.org/>
139. ITK - Segmentation & Registration Toolkit [Интернет]. Available at: <https://itk.org/>
140. VTK - The Visualization Toolkit [Интернет]. Available at: <https://www.vtk.org/>
141. OpenGL - The Industry Standard for High Performance Graphics [Интернет]. Available at: <https://www.opengl.org/>
142. C++ AMP (C++ Accelerated Massive Parallelism) [Интернет]. Available at: <https://msdn.microsoft.com/en-us/library/hh265137.aspx>
143. Stroud D. Visual Studio IDE, Code Editor, VSTS, & App Center [Интернет]. Visual Studio. Available at: <https://www.visualstudio.com/>
144. Git [Интернет]. Available at: <https://git-scm.com/>
145. GitHub [Интернет]. GitHub. Available at: <https://github.com>
146. Mantis Bug Tracker [Интернет]. Available at: <https://www.mantisbt.org/>
147. IEEE 829-2008 - IEEE Standard for Software and System Test Documentation [Интернет]. Available at: <https://standards.ieee.org/findstds/standard/829-2008.html>
148. R. D. C, S.P. J. STEP Methodology: Systematic Test and Evaluation. 2009.